

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ
«НАЦИОНАЛЬНЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ЦЕНТР ТРАВМАТОЛОГИИ И ОРТОПЕДИИ ИМЕНИ Р.Р. ВРЕДЕНА»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

На правах рукописи

БИЛЫК

Станислав Сергеевич

**РОЛЬ И МЕСТО ТРЕХМЕРНОГО ПЛАНИРОВАНИЯ И АДДИТИВНЫХ
ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ ОПЕРАЦИИ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ
ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА В УСЛОВИЯХ
ВЫСОКОГО ВЫВИХА БЕДРА**

3.1.8. – травматология и ортопедия

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата медицинских наук

Научный руководитель:
профессор д-р мед. наук
Тихилов Рашид Муртузалиевич

Санкт-Петербург – 2021

ОГЛАВЛЕНИЕ

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	14
1.1 Анатомия при врожденном вывихе и дисплазии.....	14
1.2 Классификации дисплазии тазобедренного сустава	16
1.2.1 Классификация Severin.....	17
1.2.2 Классификация Eftekhar	17
1.2.3 Классификация Kerboul.....	18
1.2.4 Классификация Crowe	18
1.2.5 Классификация Hartofilakidis.....	19
1.3 Эндопротезирование тазобедренного сустава при наличии остеотомий таза и бедренной кости в анамнезе.....	20
1.3.1 Остеотомии костей таза.....	21
1.3.2 Остеотомии бедренной кости	25
1.3.3 Остеотомии таза и бедренной кости	26
1.4 Предоперационное планирование при дисплазии.....	27
1.4.1 Цифровое предоперационное планирование	27
1.4.2 КТ-визуализация, прототипирование	28
1.5 Техники позиционирования вертлужного компонента	29
1.5.1 Неанатомическое позиционирование	29
1.5.2 Анатомическое позиционирование.....	32
1.6 Используемые имплантаты.....	34
1.6.1 Цементные имплантаты.....	35
1.6.2 Бесцементные имплантаты	36
1.6.3 Индивидуальные ацетабулярные бесцементные компоненты.....	36
1.6.4 Серийные аугменты	37
1.6.5 Размеры компонентов.....	37
1.6.6 Пары трения.....	37
1.7 Винтовая фиксация ацетабулярного компонента.....	38
1.7.1 Клинические аспекты применения винтов.....	38
1.7.2 Количество винтов.....	40
1.7.3 Латеральное недопокрытие и винтовая фиксация клинические и экспериментальные исследования	41
1.7.4 Осложнения, связанные с дополнительной винтовой фиксацией.....	43
1.8 Распределение нагрузок	44

1.9 Осложнения при эндопротезировании	44
1.9.1 Стандартные для эндопротезирования осложнения	45
1.9.2 Осложнения, связанные со специфическими особенностями хирургической техники эндопротезирования при дисплазии.....	46
1.10 Резюме	46
ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ	49
2.1 Структура диссертационного исследования	49
2.2 Характеристика ретроспективной группы серийных ацетабулярных компонентов.....	52
2.2.1 Клиническая характеристика.....	52
2.2.2 Рентгенометрические данные	55
2.3 Методика анкетирования хирургов при сравнении плоскостных и трехмерных изображений	56
Опросник №1	57
Опросник №2	59
Опросник №3	61
Опросник №4	64
2.4 Моделирование краниального смещения ацетабулярного компонента.....	66
2.5 Трехмерная визуализация	68
2.6 Индивидуальные ацетабулярные компоненты	73
2.7 Клиническая характеристика группы пациентов с индивидуальными ацетабулярными компонентами	77
2.7.1 Клиническая характеристика.....	77
2.7.2 Оценка позиционирования индивидуальных ацетабулярных компонентов.....	78
2.8 Оценка функционального состояния суставов в клинических группах и данные медицинской документации	80
2.9 Хирургическая техника	81
2.9.1 Хирургический доступ	82
2.9.2 Имплантация вертлужного компонента	82
2.9.3 Укорачивающая остеотомия.....	82
2.10 Методы статистической обработки.....	84
2.11 Трехмерное моделирование динамики дополнительной..... винтовой фиксации	85
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ.....	88

3.1 Результаты анализа ретроспективной клинической группы серийных ацетабулярных компонентов	88
3.1.1 Позиционирование.....	88
3.1.2 Дополнительная винтовая фиксация.....	90
3.1.3 Функциональные результаты.....	91
3.1.4 Осложнения	92
3.2 Результаты заполнения опросников при сравнении плоскостных и трехмерных изображений.....	92
3.2.1 Опросники №1 и №2.....	92
3.2.2 Опросники №3 и №4.....	94
3.3 Результаты моделирования краниального смещения ацетабулярного компонента.....	95
3.3.1 Площадь покрытия.....	96
3.3.2 Протяженность контакта края	97
3.3.3 Дополнительная винтовая фиксация.....	98
3.4. Результаты анализа проспективной группы индивидуальных ацетабулярных компонентов.....	100
3.4.1 Позиционирование.....	100
3.4.2 Дополнительная винтовая фиксация.....	100
3.4.3 Функциональный результат	101
3.4.4 Осложнения	101
3.5 Сравнение результатов в группах серийных и индивидуальных ацетабулярных компонентов	104
3.6 Результаты динамики дополнительной винтовой фиксации в зависимости от пространственного позиционирования.....	107
ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ.....	114
4.1 Вариабельность позиционирования центра ротации	114
4.1.1 Клинических результаты ретроспективной группы.....	114
Рекомендации выбора хирургической техники позиционирования центра ротации.....	118
4.2 Различия в восприятии рентгенограмм и трехмерной реконструкции костей	121
4.2.1 Определение типа дисплазии.....	121
4.2.2 Определение хирургической тактики	122
4.2.3 Клиническая значимость ошибок восприятия	124

4.3 Связь высоты краниализации и степени покрытия вертлужного компонента нативной костью.....	125
4.3.1 Динамика покрытия нагружаемой зоны.....	126
4.3.2 Динамика контакта края.....	127
4.3.3 Динамика возможностей дополнительной винтовой фиксации.....	128
4.4 Возможности индивидуальных ацетабулярных компонентов.....	128
4.4.1 Клинические результаты группы индивидуальных компонентов.....	128
Рекомендации предоперационного планирования.....	133
4.5 Дополнительная винтовая фиксация.....	134
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	136
ВЫВОДЫ.....	142
ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ.....	144
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ.....	146
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	147

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность проблемы

Дисплазия тазобедренного сустава, являясь частой причиной болевого синдрома и разницы длины конечностей, представляет собой патологию, характеризующуюся значительными изменениями нормальной анатомии костей таза. Варьируя от относительно легких изменений в виде недопокрытия головки бедренной кости до ее полного вывиха, являющегося тяжелой степенью дисплазии [Crowe J.F. et al., 1979], данное патологическое состояние так или иначе связано с дефицитом костного массива в области вертлужной впадины [Mavric V. et al., 2008].

Маленькие размеры вертлужной впадины и ее небольшая глубина являются типичными характерными особенностями дисплазии. Недостаток костной массы выражен в передней, верхней и латеральной частях вертлужной впадины, в то время как задняя ее часть представлена достаточным массивом кости, а при высоком вывихе бедренной кости размеры таза маленькие, а стенки вертлужной впадины – тонкие и слабые [Storer S.K., Skaggs D.L., 2006].

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава является одним из наиболее популярных хирургических методов лечения при артрозе тазобедренного сустава на фоне дисплазии [Hartofilakidis G., Karachalios T., 2004].

Несмотря на то, что J.F.Crowe и G. Hartofilakidis предложили две надежные классификации, оценка костного массива при дисплазии остается не всегда объективной. Одна из причин этого заключается в том, что исторически для предоперационного планирования использовались рентгенограммы, представляющие собой плоскостные проекции трехмерных костных структур, которые и по сей день являются основным инструментом планирования операций. Так, для обеспечения наглядности G. Hartofilakidis и T. Karachalios [2004] использовали трехмерную визуализацию для презентации своей классификации. Кроме того, вопросы наглядности трехмерных изображений затронуты и в некоторых других работах. Так, J.-N. Argenson с соавторами [2005] оценивали

трехмерную реконструкцию бедренной кости у пациентов с дисплазией, а японские авторы исследовали оценку покрытия вертлужного компонента на основании трехмерной реконструкции, а также соотношение степени покрытия при двухмерном и трехмерном планировании [Ueno T. et al., 2019]. Количество таких исследований недостаточно, и они, оценивая конкретные показатели контакта нативной кости с имплантом, не дают ответа на вопрос о выборе хирургической техники.

Трехмерная визуализация, создание прототипов анатомических структур и аддитивные технологии являются новыми инструментами решения старых проблем эндопротезирования, однако изучены в недостаточной степени, что делает актуальной цель нашего исследования.

Степень проработанности темы исследования

Одна из сложностей, с которой сталкивается хирург при эндопротезировании на фоне врожденного вывиха, – это высокий центр ротации головки бедренной кости. Позиционирование вертлужного компонента с высоким центром ротации тазобедренного сустава при эндопротезировании тазобедренного сустава является одним из хирургических приемов, используемых для решения данной проблемы [Crowe J.F., Mani V.J., Ranawat C.S., 1979]. Несмотря на относительную популярность данной техники, мнения специалистов о допустимости ее использования при дисплазии противоречивы. Одной из причин этих противоречий является ограниченный контакт кости с ацетабулярным компонентом [Crowe J.F. et al., 1979; Hartofilakidis G., Karachalios T., 2004]. В частности, ряд исследований указывает на то, что использование данной техники связано с повышенным риском нестабильности вертлужного компонента, вывихов головки эндопротеза и разницей в длине конечностей [Flecher X. et al., 2008; Howard J.L. et al., 2011].

Противоположным этому методу является анатомическое позиционирование вертлужного компонента, которое так же ставит вопрос о значительном низведении бедра и использовании остеотомии, или предварительного низведения в аппарате

внешней фиксации [Туренков С.В., Ахтямов И.Ф., 2003; Чегуров О.К. с соавт., 2015].

Объективная оценка на предоперационном этапе всей картины анатомических изменений является фактором, позволяющим снизить риск ошибки во время операции и обосновать выбор той или иной хирургической техники.

Следует отметить, что вопрос недостатка костного массива является не только проблемой планирования, но и проблемой имплантата как такового. В некоторых случаях технические характеристики имплантата, такие как его размер и недостаточное количество отверстий для дополнительной винтовой фиксации, могут ограничивать возможности эндопротезирования при формально приемлемом с рентгенологической точки зрения планировании.

Эти вопросы не могут быть полностью решены при планировании, методом их решения является использование специфичных для пациента конструкций, что уже нашло широкое применение в ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава, но до сих пор не применяется при первичных операциях [Денисов А.А. с соавт., 2017; Коваленко А.Н. с соавт., 2017; Vaauw M. et al., 2015; 2017].

Таким образом несмотря на то, что на сегодняшний день достаточно широко освещены различные техники эндопротезирования и сложности, возникающие при эндопротезировании в условиях высокого вывиха бедра, такие операции до сих пор остаются серьезным вызовом для хирургов.

Наличие перечисленных выше нерешенных вопросов обусловило необходимость проведения настоящего диссертационного исследования, а также определило его цель и задачи.

Цель исследования – оптимизировать планирование и выбор хирургической тактики при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава в условиях высокого врожденного вывиха бедра на основе трехмерной визуализации с применением аддитивных технологий.

Задачи исследования

1. На основании анализа особенностей эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием серийных компонентов у пациентов с высоким вывихом бедра выявить потенциальные проблемы и оценить средне- и долгосрочные результаты.
2. Изучить различия в восприятии степени дисплазии и разницу в понимании оптимального центра ротации вертлужного компонента по данным стандартных рентгенограмм и трехмерного изображения.
3. С помощью трехмерной компьютерной модели изучить влияние краниального смещения центра ротации у пациентов высоким вывихом бедра на изменение степени покрытия вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава костью, протяженность контакта края вертлужного компонента и возможности дополнительной винтовой фиксации.
4. Сравнить ближайшие и среднесрочные результаты тотального эндопротезирования тазобедренного сустава при высоком вывихе бедра у пациентов с использованием индивидуальных и серийных ацетабулярных компонентов эндопротеза.
5. Разработать рекомендации предоперационного планирования с точки зрения оптимального положения вертлужного компонента на основе трехмерной визуализации и прототипирования и определить показания к использованию индивидуальных ацетабулярных компонентов у пациентов высоким вывихом бедра.

Научная значимость

1. Впервые на репрезентативном клиническом материале проведен комплексный клинико-рентгенологический анализ отдаленных результатов эндопротезирования тазобедренного сустава индивидуальными ацетабулярными компонентами у пациентов с высоким вывихом типов C1 и C2 по Hartofilakidis.
2. Разработан способ планирования дополнительной винтовой фиксации ацетабулярного компонента, на который получен патент РФ на изобретение RU

2665153 С1 от 28.08.18 «Способ предоперационного планирования фиксации вертлужного компонента винтами с последующим эндопротезированием тазобедренного сустава».

3. Разработанные рекомендации, учитывающий подтип дисплазии по Hartofilakidis, определяет возможность краниального смещения центра ротации и выбор вертлужного компонента

4. Впервые построены виртуальные модели костей таза и вертлужного компонента с проекциями дополнительной винтовой фиксации, позволяющие с высокой точностью на предоперационном этапе оценить степень покрытия вертлужного компонента нативной костью и объем костного массива в области диспластичной вертлужной впадины.

5. Выполнены виртуальное моделирование позиционирования вертлужного компонента эндопротеза с различной высотой центра ротации, оценка покрытия вертлужного компонента нативной костью, протяженности контакта края и протяженность дополнительной винтовой фиксации.

Практическая значимость

Разработанный способ трехмерного планирования дополнительной винтовой фиксации позволяет на предоперационном этапе определить оптимальное позиционирование вертлужного компонента и учитывать не только степень покрытия и контакта края вертлужного компонента, но и оптимально позиционировать винтовые отверстия полусферического вертлужного компонента, что позволяет добиться максимально эффективного использования потенциала дополнительной винтовой фиксации.

Выполненное трехмерное моделирование позиционирования вертлужного компонента на различных уровнях краниального смещения позволяет прогнозировать изменение степени покрытия вертлужного компонента нативной костью, в частности в нагружаемой зоне, и возможности дополнительной винтовой фиксации в зависимости от краниального смещения, позволяя выбирать ту степень

краниального смещения, которая дает оптимальное взаимоотношение этих параметров.

Определены критические уровни краниального смещения, на которых происходит значительное уменьшение площади контакта вертлужного компонента с нативной костью, протяженности контакта края и возможностей дополнительной винтовой фиксации в зависимости от типа дисплазии.

Выявлены различия в восприятии трехмерных и плоскостных изображений костей таза при дисплазии, а также различия в восприятии плоскостного и трехмерного планирования вертлужного компонента.

На клиническом материале выявлены типовые сложности, встречающиеся при эндопротезировании тазобедренного сустава в условиях высокого вывих бедра.

Апробирован новый тип ортопедических имплантатов – индивидуальных ацетабулярных компонентов, позволяющих учитывать особенности анатомии, осложняющие установку вертлужного компонента при дисплазии.

С помощью программных пакетов разработана методология сегментирования костей таза с последующей разработкой индивидуального ацетабулярного компонента.

Предлагаемый способ планирования и разработанные типы вертлужных компонентов предоставляют дополнительные возможности их расширенной дополнительной винтовой фиксации, что может оказывать положительный влияние на клинические результаты у данной категории пациентов.

Основные положения, выносимые на защиту

1. В зависимости от типа дисплазии возможно как анатомическое позиционирование компонента, так и установка с различными степенями краниального смещения с учетом запаса костной ткани.

2. Критический порог краниального смещения вертлужного компонента зависит от запаса кости, обусловленного наличием наацетабулярного остеофита, и составляет 25 мм, его превышение приводит к резкому ухудшению условий первичной фиксации.

3. Для оптимального планирования эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с высоким вывихом бедра необходимо выполнение плоскостных томограмм таза и мультиспиральной КТ с последующей трехмерной визуализацией анатомических изменений.

4. Индивидуальных ацетабулярные компоненты предоставляют возможности дополнительной винтовой фиксации, что может влиять на улучшение клинического результата при эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с высоким вывихом бедра.

Личный вклад автора

Диссертационная работа представляет самостоятельный труд автора, основанный на результатах сбора и анализа данных пациентов, перенесших первичное тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава.

Автором самостоятельно подготовлен аналитический обзор отечественной и зарубежной литературы по теме диссертационного исследования, осуществлен сбор материала, изучены и проанализированы данные медицинской документации и рентгенологических исследований, проведена клиническая оценка функциональных результатов, сформирована компьютерная база собранных материалов, осуществлена статистическая обработка полученных данных и интерпретация основных результатов проведенных исследований, сформулированы выводы и практические рекомендации, написаны все главы диссертационного исследования и его автореферат.

Апробация работы

Основные положения диссертационной работы доложены на IV всероссийской научно-практической конференции «3D технологии в медицине» (Нижний Новгород, 2019).

По теме диссертации опубликовано 7 печатных работ, из них 6 статей в рецензируемых научных журналах, входящих в перечень ВАК РФ и 1 патент РФ на изобретение.

Реализация результатов исследования

Разработанные рекомендации и технологии предоперационного планирования и оперативного лечения пациентов с дисплазией тазобедренного сустава применяются в клинической практике ФГБУ «НМИЦ ТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России.

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 167 страницах текста, набранного на компьютере, и состоит из введения, шести глав, заключения, выводов, практических рекомендаций и списка литературы, который включает 186 источников, из них – 34 отечественных и 152 – иностранных авторов. Текст иллюстрирован 3 таблицами и 100 рисунками.

ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Анатомия при врожденном вывихе и дисплазии

Сложности, возникающие при выполнении эндопротезирования у пациентов с дисплазией тазобедренного сустава, связаны с особенностями измененной анатомии костей таза. Патологическая анатомия диспластичной вертлужной впадины ведет к перераспределению нагрузки на головку и хрящ. Таким образом, пациенты, страдающие дисплазией с детства, подвержены во взрослом возрасте развитию остеоартроза [Argenson J.N.A. et al., 2007] и к характерным особенностям изменений вертлужной области и костей таза. Эти особенности строения вертлужной впадины при дисплазии широко освещены в литературе. Значительное истончение костных структур диспластичной вертлужной области по сравнению с пациентами с нормальной анатомией таза было выявлено в экспериментальных и клинических исследованиях. Так, И.А. Меньщикова с соавторами [2003] исследовали препараты костей таза и результаты компьютерной томографии пациентов с дисплазией тазобедренного сустава. Авторы пришли к выводу, что толщина кости по центру засверливания в нормальной вертлужной впадине составляет 17,4 мм, в то время как по центру вырезки вертлужной впадины – 4,8 мм. Авторы определили, что кость в области свода всегда толще, чем в зоне, прилежащей к ямке вертлужной впадины.

Другой специфичной особенностью при дисплазии является плоская форма вертлужной впадины. А.Б. Слободской с соавторами [2011] дали следующее описание изменений вертлужной впадины: блюдцеобразная форма вертлужной впадины, уменьшение размеров стенок, уменьшение передне-заднего размера по сравнению с верхне-нижним. Сходные анатомические характеристики вертлужной области у пациентов с дисплазией представлены и зарубежными авторами: дисплазия представлена мелкой вертлужной впадиной с сегментарным дефектом сверху, головка бедренной кости покрыта гипопластичной вертлужной впадиной [Karachalios T., Hartofilakidis G., 2010; Engesæter I.Ø. et al., 2011].

Эти данные согласуются с работами, оценивающими анатомию диспластичной вертлужной впадины на основании КТ сканирования: типичными изменениями при

дисплазии тазобедренного сустава являются мелкая вертлужная полость, увеличенная антеверсия, слаборазвитая передняя стенка [Argenson J.N.A. et al., 2007; Karachalios T., Hartofilakidis G., 2010].

Низкий вывих характеризуется наличием ложной вертлужной впадины, частично перекрывающей истинную. Головка бедренной кости в таких случаях обычно находится в пределах ложной вертлужной впадины, присутствует передний сегментарный дефект или дефицит задней стенки, а также увеличенная антеверсия [D'Aubigne R.M., 1952]. При высоком вывихе бедра головка бедренной кости смещена кверху и кзади по отношению к мелкой истинной вертлужной впадине, имеющей узкую треугольную форму. Крыло подвздошной кости так же развернуто кпереди, а край на всей протяженности вертлужной впадины дефектен [Hartofilakidis G. et al., 1996].

Биомеханика тазобедренного сустава также значительно изменена: сгибатели, аддукторы и разгибатели укорочены вследствие длительно существующего вывиха головки бедренной кости; центр ротации бедра смещен латерально и кверху; массив мягких тканей, представленный капсулой сустава и удлинённой круглой связкой, покрывает головку. Данные изменения приводят к выраженной хромоте [Lai K.-A. et al., 2001; Radin E.L., Paul I.L., 1974]. Поэтому любая попытка хирургического лечения тазобедренного сустава в таком случае должна сопровождаться оценкой как костного, так и мягкотканного компонентов патологических изменений.

Такой системный масштаб анатомических и биомеханических изменений затрагивает вопрос об ориентирах при позиционировании центра ротации, на который попытались ответить японские авторы. В их работе на основании КТ исследований серии тазобедренных суставов было выявлено, что центр вертлужного компонента в условиях врожденного вывиха следует позиционировать в области задней стенки недоразвитой вертлужной впадины [Yoshitani J. с соавт., 2019].

1.2 Классификации дисплазии тазобедренного сустава

Различные анатомические параметры, определяемые на рентгенограммах таза в передне-задней проекции, исторически использовались для оценки степени ацетабулярной дисплазии. В частности, такие параметры, как угол вертлужной впадины Шарпа, угол Виберга [Wiberg G., 1939], вертлужный индекс отношения глубины к ширине, предложенный Хейманом и Херндоном [Heyman C.H., Herndon C.H., 1950], наклон крыши вертлужной впадины, описанный Massie и Howorth [Massie W.K., Howorth M.B., 1950]. Однако все эти параметры не могли должным образом охарактеризовать патологические изменения в тазобедренном суставе на фоне дисплазии, что явилось закономерной причиной появления различных классификаций дисплазии тазобедренного сустава.

Следует отметить, что в детском возрасте пациента ортопеды оценивают диспластические проявления, используя классификации, применимые только к еще развивающемуся тазобедренному суставу, а у взрослых пациентов они сталкиваются с дегенеративными изменениями в суставе – артрозом, поэтому «детские» классификации неприменимы. Также следует отметить, что некоторые классификации, не являясь хирургическими, несут описательное разделение патологических изменений, при этом не разделяя ключевых критериев для решения вопроса о тактике хирургического лечения.

Тем не менее, исторически первой стала классификация дисплазий у детей Severin [Severin E., 1941]. На сегодняшний день при описании диспластического коксартроза у взрослых в литературе часто встречаются классификации, предложенные N.S. Eftekhari (1978) [Eftekhari N.S., 1978], J.F. Crowe (1979) [Crowe J.F., Mani V.J., Ranawat C.S., 1979] M. Kerboul с соавторами (1987) [Kerboul M., Mathieu M., Sauzies P., 1987] и G. Hartofilakidis с соавторами [Hartofilakidis G. и др., 1996; Hartofilakidis G., Yiannakopoulos C.K., Babis G.C., 2008]. Хотя несмотря на то, что наиболее популярной является классификация Crowe, она не учитывает некоторые внутригрупповые анатомические различия в группах подвывиха и полного вывиха головки бедренной кости.

1.2.1 Классификация Severin

Е. Severin [Severin E., 1941] стал автором первой получившей широкое распространение систем оценки дисплазии, основу которой составил угол Виберга, являющийся метрическим параметром недостаточности крыши вертлужной впадины. Этот угол образуется вертикалью, проходящей через центр головки бедренной кости, и линией, проходящей через центр головки и латеральную точку крыши впадины [Wiberg G., 1939].

Классификация Е. Severin дисплазии тазобедренного сустава:

- класс I – тазобедренный сустав в норме, угол Виберга – более 15° у детей и более 20° у взрослых;
- класс II – незначительная степень дисплазии, головка находится в вертлужной впадине, угол Виберга более 20° ;
- класс III – дисплазия тазобедренного сустава без подвывиха, угол Виберга – менее 15° у детей и менее 20° у взрослых;
- класс IV – подвывих головки бедренной кости, угол Виберга равный 0° и менее;
- класс V – головка бедренной кости находится в вывихе с формированием патологической вертлужной впадины;
- класс VI – полный вывих головки бедренной кости.

Несмотря на недостатки, главным из которых является оценка состояния сустава по одному критерию, эта классификация стала основой многих последующих классификаций, и до настоящего времени иногда используется ортопедами для оценки результатов реконструктивных операций при диспластическом коксартрозе [Bursalı A., Tonbul M., 2008; Faciszewski T., Coleman S.S., Biddulph G., ; Salter R.B., Dubos J.-P., 1974].

1.2.2 Классификация Eftekhari

Рентгенологическая классификация N.S. Eftekhari (1978):

A – вертлужная впадина вытянута и уплощена, отмечается незначительная деформация головки бедренной кости;

В – выраженное недоразвитие впадины с подвывихом головки бедренной кости (истинная впадина рудиментарна);

С – высокий вывих головки бедренной кости, формирование патологической вертлужной впадины (истинная впадина рудиментарна);

Д – высокий вывих головки, отсутствие контакта между головкой и крылом подвздошной кости (вертлужная впадина отсутствует).

1.2.3 Классификация Kerboul

В основе классификации дисплазии тазобедренного сустава М. Kerboul с соавторами (1987) лежит направление вывиха головки бедренной кости:

Тип А – передний вывих, при котором головка располагается перед истинной вертлужной впадиной;

Тип В – промежуточный вывих, при котором головка соединяется с крылом подвздошной кости на том же переднезаднем уровне, что и истинная впадина;

Тип С – задний вывих, при котором головка расположена позади истинной впадины.

1.2.4 Классификация Crowe

Классификация J.F. Crowe с соавторами (1979) основана на трех легко идентифицируемых анатомических ориентирах: 1) высота таза; 2) форма головки бедренной кости; 3) нижний край вертлужной впадины («фигура слезы»). За основу для расчета взято соотношение высоты таза к диаметру головки бедренной кости, которое в норме, составляет 1:5.

Классификация J.F. Crowe с соавторами (1979):

I степень – подвывих менее 50% диаметра головки бедренной кости;

II степень – подвывих 50–75% диаметра головки бедренной кости;

III степень – подвывих 75–100% диаметра головки бедренной кости;

IV – подвывих более 100% (полный вывих головки бедренной кости).

Существенным преимуществом данной классификации является возможность определения степени дисплазии на основании стандартного рентгенологического исследования. Однако согласно результатам работы А. Brunner с соавторами,

классификации Eftekhar и Kerboul с соавторами продемонстрировали высокие показатели надежности, но уступали классификации J.F. Crowe [Brunner A. с соавт., 2008]

Валидность классификации J.F. Crowe не была официально исследована, поскольку она измеряет рентгенологические находки, патогномоничные и уникальные для диспластически измененного тазобедренного сустава. Однако влияние рейтинга J.F. Crowe на исход тотального эндопротезирования для пациентов с врожденной дисплазией было исследовано H.U. Cameron с соавторами [Cameron H.U., Botsford D.J., Park Y.S., 1996]. Они пришли к выводу, что частота осложнений увеличилась с увеличением степени дисплазии тазобедренного сустава по классификации J.F. Crowe, подчеркнув ее прогностическое значение.

1.2.5 Классификация Hartofilakidis

Другой популярной системой градации дисплазии тазобедренного сустава является классификация, предложенная Hartofilakidis, описывающая три степени взаимоотношений вертлужной впадины и головки бедренной кости. Согласно классификации G. Hartofilakidis, выделяют 3 степени дисплазии:

тип А – головка находится в пределах истинной вертлужной впадины;

тип В – головка находится в подвывихе, контактирует с истинной вертлужной впадиной;

тип С – полный вывих головки [Hartofilakidis G. и др., 1996] Впоследствии автор предложил дополнительно делить группы В и С на две подгруппы (В1 и В2, С1 и С2) на основании взаимоотношения головки и истинной вертлужной впадиной для группы В и на основании наличия или отсутствия ложной вертлужной впадины для группы С [Hartofilakidis G., Yiannakopoulos C.K., Babis G.C., 2008].

Классификация G. Hartofilakidis с соавторами имеет наибольшую практическую ценность, однако является более сложной [Bicanic G., 2014].

В работе Hartofilakidis и соавторов [Hartofilakidis G., Yiannakopoulos C.K., Babis G.C., 2008] оценивалась надежность классификаций J.F. Crowe и G. Hartofilakidis для дисплазии тазобедренного сустава у взрослых. Переднезадние рентгенограммы

таза у 145 пациентов с 209 суставами были дважды исследованы тремя опытными хирургами из трех европейских стран с использованием обеих классификаций. Надежность обеих систем была значительной или почти идеальной. Коэффициент каппа в представленном исследовании равнялся 0,92 и 0,95 для определения надежности между наблюдателями и внутри наблюдателей [Yiannakopoulos С.К. и др., 2008]. В аналогичном с точки зрения методологии исследовании R. Decking и соавторов коэффициент каппа составил 0,82 и 0,86 для надежностей между наблюдателями и внутри наблюдателей соответственно [Decking R. et al., 2006]. Хотя классификация J.F. Crowe имела более высокие показатели надежности в обоих исследованиях, различие не было клинически значимым. Авторы обоих исследований пришли к выводу, что обе классификации являются надежными.

Несмотря на тот факт, что классификация J.F. Crowe основана на двухмерном анализе рентгеновских снимков таза, а также на вертикальном смещении головки бедренной кости, она все еще остается актуальной из-за простоты и доступности [Kerboull L., 2001; Makita H. et al., 2007; Kaneuji A. et al., 2009; Togrul E. et al., 2010; Kawai T. et al., 2011; Neumann D., Thaler C., Dorn U., 2012; Bao N. et al., 2013; Kerboull M., Hamadouche M., Li X. et al., 2013].

Следует отметить, что в современной литературе встречаются статьи, описывающие эндопротезирование тазобедренного сустава без применения укорачивающей остеотомии в условиях врожденного вывиха типа Crowe IV, что при высоком вывихе технически крайне затруднено, а в некоторых случаях и вовсе невозможно из-за необходимости значительного низведения нижней конечности. Особенностью классификации Crowe является тот факт, что она объединяет в типе IV как высокий, так и низкий вывихи, при которых хирургическая тактика может отличаться.

1.3 Эндопротезирование тазобедренного сустава при наличии остеотомий таза и бедренной кости в анамнезе

Для лечения дисплазии предложено множество хирургических методов. Большинство из них адаптируют биомеханику к измененной анатомии, зачастую

еще больше усиливая имеющуюся деформацию, которая впоследствии может усложнить эндопротезирование в и так непростой анатомической ситуации. В этой связи важно осветить не только проблемы эндопротезирования в условиях дисплазии, но и влияние предшествующих сохраняющих сустав методов лечения на результаты последующего эндопротезирования.

Хирургическое лечение, позволяющее сохранить сустав, при дисплазии тазобедренного сустава представлено остеотомиями бедренной кости и костей таза. Несмотря на хорошие результаты этих операций, рано или поздно часть таких пациентов приходят к необходимости эндопротезирования тазобедренного сустава. Выживаемость до конверсии на эндопротезирование составила для shelf-osteотомий 37% на сроке в 20 лет и для остеотомий Хиари – 68% на сроке в 18 лет [Migaud H. et al., 2004]. Для более наглядного представления материала мы разделили данную подглаву на разделы в соответствии с типом остеотомий у пациентов в исследуемых работах.

1.3.1 Остеотомии костей таза

Мнение исследователей о влиянии периацетабулярных остеотомий на сложность последующего эндопротезирования неоднозначно. При анализе литературы были выявлены как статьи, описывающие сложности при эндопротезировании, так и статьи, свидетельствующие о положительном влиянии предшествующей остеотомии на последующее эндопротезирование.

Периацетабулярная остеотомия

По данным турецких ортопедов, после предшествующих остеотомий требуется больше времени как на саму операцию тотального эндопротезирования, так и на реабилитацию [Erdogan F., Can A., 2020].

В другом исследовании за 16 лет были отобраны 41 пациент (45 суставов), которым было выполнено тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с наличием бернской остеотомии в анамнезе [Parvizi J., Burmeister H., Ganz R., 2004]. Средний возраст пациентов составил 44,3 года, а интервал между остеотомией и

эндопротезированием – 6,3 года. По данным интерпретации опросника, у 87% пациентов был зафиксирован отличный или хороший результат, у 9% пациентов – средний и у 4% – неудовлетворительный. В качестве технических сложностей при имплантации ацетабулярного компонента было отмечено затруднение правильного позиционирования вертлужного компонента из-за нарушенной версии ацетабулярного компонента и образования “фигуры слезы”. В большинстве случаев авторами были использованы кольца Ганца. Также авторы отмечали, что винты, использованные при выполнении остеотомии, не создавали помех при имплантации ацетабулярного компонента.

В другом исследовании авторы отмечали, что эндопротезирование после периацетабулярной остеотомии дает отличные результаты. В работу вошли 38 случаев эндопротезирования тазобедренных суставов с периацетабулярной остеотомией в анамнезе. Средняя антеверсия составила 22°, а инклинация – 45°. Результат по шкале Харриса – 96 баллов [Hartig-Andreasen C. et al., 2014].

Результаты эндопротезирования после ротационной ацетабулярной остеотомии описаны в работе японских авторов [Ito H. et al., 2015]. После минимально двухлетнего срока наблюдения 44 случаев эндопротезирования тазобедренных суставов с остеотомией таза в анамнезе в сравнении с 58 стандартными случаями эндопротезирования тазобедренного сустава разницы в частоте осложнений и функциональном результате на основании опросников выявлено не было.

Отсутствие различий в результатах эндопротезирования при сравнении группы остеотомии с контрольной группой было выявлено в исследовании, проведенном в клинике Mayo и Университете Вашингтона [Amanatullah D.F. et al., 2015]. В исследование вошли 23 случая эндопротезирования тазобедренного сустава после периацетабулярной остеотомии, контрольная группа была представлена 23 случаями эндопротезирования без предшествующей остеотомии у пациентов, аналогичных пациентам исследуемой группы по возрасту, полу, индексу массы тела.

Остеотомии Хиари, Сальтера, shelf-остеотомия, тройная остеотомия

Положительное влияние остеотомии Хиари на последующее эндопротезирование тазобедренного сустава выявлено в работе А. Hashemi-Nejad с соавторами [2002], которые исследовали 28 тазобедренных суставов с предшествующей эндопротезированию остеотомией. В контрольную группу были включены соответствующие исследуемой группе 50 случаев первичного эндопротезирования без остеотомии в анамнезе. В исследуемой группе авторы отмечали благоприятное влияние предшествующей остеотомии, обусловленное большим покрытием нативной костью вертлужного компонента, что требовало значительно меньшего использования костной пластики, операция занимала меньше времени, кровопотеря была также меньше, а частота осложнений – ниже, чем в контрольной группе. Рентгенологические и клинические данные на среднесрочном сроку наблюдения в исследуемой и контрольной группах были сопоставимы. В заключение авторы отмечали, что остеотомия Хиари облегчает реконструкцию вертлужной впадины и не оказывает негативного эффекта на результат эндопротезирования.

Группа других японских авторов исследовала 51 случай эндопротезирования тазобедренного сустава: 13 случаев эндопротезирования тазобедренного сустава с наличием Хиари остеотомии в анамнезе, 22 случая периацетабулярной остеотомии и 16 – shelf-остеотомии [Tamaki T. et al., 2016]. В группу сравнения вошли 2475 суставов без предшествующей остеотомии в анамнезе. Периацетабулярная остеотомия чаще затрудняла технику последующего эндопротезирования тазобедренного сустава, чем остеотомия Хиари или shelf-остеотомия. В группе периацетабулярной остеотомии операция длилась дольше в сравнении с контрольной группой, а применение структурных костных трансплантатов – чаще, чем в группе остеотомии Хиари.

Японские авторы на небольшой группе пациентов оценивали результаты эндопротезирования после остеотомии Хиари [Minoda Y., Kadowaki T., Kim M., 2006]. В исследуемую группу вошло 10 тазобедренных суставов, а в контрольную – 20 случаев эндопротезирования по причине дисплазии. Средний срок

наблюдения пациентов контрольной группы составил 3 года. Функциональные результаты были оценены как хорошие и отличные. В исследуемой группе отмечалась более слабая сила аддукторов, бóльшая кровопотеря, более длительное время операции, а также вертикализация сил сустава. Авторы пришли к выводу, что остеотомия Хиари изменяет биомеханику сустава, что может осложнить последующее эндопротезирование.

К. Tokunaga с соавторами оценивали влияние остеотомий Хиари или Сальтера на результаты эндопротезирования у 52 пациентов [Tokunaga K. et al., 2011]. Из них в 40 случаях эндопротезированию предшествовала остеотомия Хиари, в 9 – остеотомия Сальтера и в 3 случаях – остеотомия Сальтера в комбинации с остеотомией Хиари. В контрольную группу вошел 51 случай эндопротезирования без предшествующей остеотомии. Частота осложнений была сопоставима с контрольной группой. Частота ревизий по поводу асептического расшатывания в группе предшествующих остеотомий составила 23,1%, а в контрольной группе – 17,6%, а сроки восьмилетней выживаемости были сопоставимы между обеими группами. В заключении авторы отметили, что остеотомия таза не влечет за собой более высокой частоты осложнений, более высокого риска ревизии, снижения показателей шкалы Харриса или уменьшения срока выживаемости в случае последующего эндопротезирования.

Влияние предшествующей тройной остеотомии на последующее эндопротезирование тазобедренного сустава было оценено в работе C.L. Peters с соавторами [Peters C.L., Beck M., Dunn H.K., 2001]. В исследование вошли 13 тазобедренных суставов пациентов, перенесших до эндопротезирования тройную остеотомию, и 13 тазобедренных суставов пациентов без операций на тазобедренном суставе в анамнезе, исследование было проведено по принципу случай-контроль. Средний возраст на момент эндопротезирования составил 37 лет. Авторы выявили более низкий показатель по шкале Харриса у пациентов с остеотомией в анамнезе в сравнении с контрольной группой. Средняя кровопотеря в группе остеотомии составила 721 мл, а в контрольной – 448 мл. Авторы отметили, что несмотря на сравнимую после эндопротезирования рентгенологическую

картину как для исследуемой, так и для контрольной группы после эндопротезирования, у пациентов с остеотомией в анамнезе болевой синдром более выражен, а сложность хирургической техники выше.

1.3.2 Остеотомии бедренной кости

При деформациях, вызванных остеотомиями бедренной кости, техника операции эндопротезирования усложняется [Deng X. et al., 2019].

В исследовании финских авторов были оценены результаты эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с остеотомией Шанца в анамнезе. Авторы сообщили о выживании только 64% вертлужных компонентов в срок 12 лет, также был выявлен избыточный износ пары трения у таких пациентов [Eskelinen A. et al., 2009].

В отечественной литературе также описан опыт эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с деформациями проксимального отдела бедренной кости после остеотомий. [Близнюков В.В. с соавт., 2014]. Авторы описали 73 случая эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с предшествующей остеотомией бедренной кости. В 70% случаев во время эндопротезирования требовалась остеотомия бедренной кости. Средний показатель по шкале Харриса после операции у этих пациентов составил 39,7 балла.

В работе швейцарских ортопедов описан опыт эндопротезирования после остеотомий на бедренной кости. В исследование вошли контрольная и исследуемая группа – по 74 сустава в каждой. В исследуемой группе в 65 случаях требовалась остеотомия большого вертела. Также в большинстве случаев требовалось значительно больше времени на выполнение операции, что статистически значимо различалось в сравнении с контрольной группой, также операции были технически сложнее [Voos N. et al., 1997].

На основании анализа 36 случаев эндопротезирования тазобедренного сустава после остеотомии Шанца в анамнезе в исследовании Sonohata с соавторами были выявлены приемлемые результаты лечения [Sonohata M. et al., 2016].

Исследование М. Ohishi с соавторами, посвященное оценке частоты перипротезных переломов у пациентов с предшествующей остеотомией, включало 66 тазобедренных суставов. В 4 случаях наблюдались перипротезные переломы. После эндопротезирования отмечено улучшение функции тазобедренного сустава по данным опросника. Авторы исследования отмечают приемлемые результаты использования бесцементных ножек, но подчеркивают, что такие случаи эндопротезирования требуют тщательного планирования [Ohishi M. et al., 2016].

1.3.3 Остеотомии таза и бедренной кости

Систематический обзор литературы, оценивающий работы по результатам эндопротезирования тазобедренного сустава после остеотомий [Duncan S. et al., 2015], включал 10 исследований и 1167 пациентов. В четырех из десяти исследований оценивали результаты эндопротезирования после остеотомий таза, а в оставшихся шести – после остеотомий бедренной кости. Для группы остеотомий таза среднее значение шкалы Харриса составило 85,3 балла, частота осложнений – 3,3%, а выживаемость эндопротеза до ревизии по любой причине – 90,2%. Для группы остеотомий бедренной кости среднее значение шкалы Харриса – 90,4 балла, частота осложнений – 3,0%, выживаемость эндопротеза по любой причине – 95,4%. В обсуждении авторы отмечали, что наличие остеотомий таза и бедренной кости в анамнезе не влияют на клинический результат, частоту осложнений или на выживаемость эндопротеза

По данным ретроспективной работы Y. Osawa с соавторами, включающей 20 тазобедренных суставов у пациентов после периацетабулярной остеотомии в сочетании с межвертельной вальгизирующей остеотомией средний возраст пациентов на момент выполнения периацетабулярной остеотомии составил 45,8 лет, а средний интервал между остеотомией и эндопротезированием – 13,6 лет. Так же в исследование вошли группа из 57 суставов, на которых в анамнезе выполняли только периацетабулярную остеотомию, и контрольная группа пациентов без операций на суставе. По данным авторов, частота ревизий и осложнений была сопоставима с контрольной группой. Показатели шкал Харриса и SF-36 показали

значительно более низкие результаты в группе периацетабулярной остеотомии в сочетании с вальгизирующей остеотомией бедренной кости [Osawa Y. et al., 2017]

1.4 Предоперационное планирование при дисплазии

Правильное позиционирование компонентов эндопротеза – один из залогов предупреждения осложнений и успешного функционирования эндопротеза в течение длительного времени [Egglі S., Pisan M., Müller M.E., 1998]. Правильное интраоперационное позиционирование компонентов невозможно без тщательного предоперационного планирования.

1.4.1 Цифровое предоперационное планирование

Исторически первым способом было аналоговое планирование на пленочных рентгенограммах, которое со временем стало замещаться цифровым. Исследования, сравнивающие цифровое и аналоговое планирование, показали, что цифровое планирование не менее надежное, чем аналоговое [Kosashvili Y. et al., 2009; The B. et al., 2007]. Одной из специфических особенностей рентгенографии является тот факт, что она представляет собой плоскостную проекцию трехмерных структур организма, и в ряде случаев, когда нормальная анатомия нарушена, интерпретация рентгенограмм может быть затруднена. Несмотря на то, что существует значительное количество проекций, позволяющих визуализировать те или иные структуры, КТ все же является более детальной технологией визуализации. По данным различных авторов, трехмерная реконструкция обеспечивает более точное планирование размеров компонентов [The B. et al., 2007] и их более точное позиционирование [Sariali E., Catonne Y., Pascal-Moussellard H., 2017]. Кроме того, существуют данные о том, что трехмерное планирование позволяет добиться большей точности при установке компонентов эндопротеза менее опытными хирургами [Vicesonti M. et al., 2003].

Похожие данные получены и в работе немецких авторов: на четырех кадаверах было выявлено, что трехмерное планирование показывает высокую точность в

пределах 4,5 мм. В заключении авторы отмечали, что для еще большего увеличения точности необходима робот-ассистированная технология [Savov P. et al., 2020].

Для обеспечения цифрового планирования создан ряд специального программного обеспечения. Оно представлено как импортными разработками [Holzer L.A. et al., 2019], так и отечественными, например Гамма Мультивокс П [Кавалерский Г.М. с соавт., 2015]. Кроме того, М.А. Садовой с соавторами также предлагал технику предоперационного планирования в трехмерном пространстве [Садовой М.А. с соавт., 2017].

Отдельно следует отметить, что необходимо дифференцировать понятия трехмерного планирования как такового и трехмерной визуализации.

1.4.2 КТ-визуализация, прототипирование

Понимание того, что двухмерные представления об анатомических изменениях при дисплазии по рентгеновским изображениям значительно ограничены, послужило причиной появления исследований, оценивающих анатомию дисплазии тазобедренного сустава в трехмерном пространстве [Bankaoğlu M., 2019]. Это стало возможно благодаря развитию компьютерной томографии и технологий трехмерной визуализации.

Специальные методы визуализации, включая компьютерную томографию (КТ) тазобедренного сустава, могут быть полезны в ходе предоперационного планирования в сложном случае эндопротезирования тазобедренного сустава на фоне диспластических изменений [Blackley H.R., Howell G.E., Rorabeck C.H., 2000]. Привычная для большинства ортопедов техника визуализации на основании рентгенограмм может привести к переоценки костного массива, что показано в работе Т. Ueno, где авторы сравнивали оценку недопокрытия по данным рентгенограмм и КТ [Ueno T. et al., 2019]. Таким образом, трехмерная оценка костной анатомии является более предпочтительным этапом перед выполнением эндопротезирования при дисплазии [Karachalios T., Hartofilakidis G., 2010]. Эти данные подтверждаются и работами отечественных авторов. Так, В.Ю. Мурылев с соавторами в обязательном порядке выполнял КТ пациентам с дисплазией при

планировании эндопротезирования [Мурылев В.Ю. с соавт., 2013]. Важность КТ визуализации на этапе предоперационного планирования очевидна вследствие ее более высокой точности и информативности в передне-заднем измерении по сравнению с плоскостными рентгенограммами [Sakellariou V.I. et al., 2014].

Следующим этапом после цифровой трехмерной визуализации является прототипирование – построение физических анатомических моделей костей. К.А. Омельченко уже в 2005 году предлагал использовать технологию прототипирования на этапе предоперационного планирования для оптимизации эндопротезирования тазобедренного сустава и использовал отпечатанные на 3D принтере пластиковые модели костей таза [Омельченко К.А., 2005].

1.5 Техники позиционирования вертлужного компонента

В мировой литературе не утихают дискуссии о позиционировании ацетабулярного компонента эндопротеза у пациентов с дисплазией тазобедренного сустава. Необходимо отметить, что существует разделение на два «лагеря» врачей-ортопедов: сторонники анатомического позиционирования вертлужного компонента и их оппоненты, предпочитающие проводить установку компонента вне зоны истинной вертлужной впадины. При тщательном анализе научных публикаций выяснилось, что имеются противоречивые данные за использование той или иной концепции.

1.5.1 Неанатомическое позиционирование

Основной проблемой тотальной артропластики при дисплазии тазобедренного сустава является поиск истинной вертлужной впадины и определение тактики установки вертлужного компонента. Помимо вышеуказанного недостатка, немаловажным, особенно в случае высоких вывихов, является значительный риск повреждения седалищного нерва. В силу отсутствия отчетливых анатомических ориентиров размещение чашки эндопротеза технически сложно.

Также всегда существует необходимость определения тонкого баланса различных характеристик положения ацетабулярного компонента, таких как

оптимальный размер чашки, инклинация, антеверсия, а также необходимое покрытие компонента для большей стабильности. В результате этих рассуждений был предложен компромиссный вариант в виде смещения центра ротации от идеального таким образом, чтобы обеспечить достаточную стабильность эндопротеза.

Проксимализация

Одной из опций неанатомического позиционирования является проксимальное размещение вертлужного компонента, которое считается эффективной и безопасной методикой при тяжелой степени дисплазии [Berninger M.T. et al., 2019]. Хотя до сих пор остается открытым вопрос о том, к каким случаям дисплазии применима данная техника, какова оптимальная высота подъема, а также где проходит та грань, когда можно говорить о «приподнятом» центре ротации в области анатомии или же высоком позиционировании в область неоартроза.

Среди специалистов нет единой точки зрения о концепции высокого центра ротации. По данным различных авторов, высокое позиционирование центра ротации варьирует от 15 мм, если считать от запланированного анатомического центра ротации [Pagnano W. et al., 1996], до 35 мм, если считать от линии «фигуры слезы» [Murayama T. et al., 2012]. В некоторых работах учитывалось не только проксимальное смещение центра ротации, но и его латерализация. При измерении от линии, проведенной между «фигурами слезы», позиция высокого центра ротации определялась величиной более 35 мм проксимализации и в пределах от 30 до 49 мм латерализации [Russotti G.M., Harris W.H., 1991]. А. Kaneuji с соавторами определили, что центр ротации в суставах без признаков коксартроза располагался в среднем на высоте 13,4 мм от линии «фигуры слезы» [Kaneuji A. et al., 2009].

По данным G.M. Russotti с соавтором [Russotti G.M., Harris W.H., 1991], имеются хорошие долгосрочные результаты при размещении вертлужной впадины выше анатомического положения. Другие авторы [Schutzer S.F., Harris W.H., 1994] позже сообщили о благоприятных результатах имплантированных бесцементных компонентов в смешанной группе, состоящей из 56 суставов, которая включала только 5 первичных эндопротезирований при дисплазии. При среднем сроке

наблюдения 3,3 года ни один вертлужный компонент не был заменен из-за расшатывания. Эти два исследования предполагают, что проксимальное размещение как цементных, так и бесцементных ацетабулярных компонентов эндопротеза не оказывало отрицательного влияния на исход положения вертлужной впадины при условии, что не происходило латерализации центра ротации.

Хотелось бы также отметить, что, по данным некоторых авторов, износ полиэтиленового вкладыша не меняется при изменении центра вращения. М. Такао с соавторами выявили «безопасный» предел подъема центра ротации на расстоянии не более 20 мм проксимально [Такао М. et al., 2011]. Данное утверждение также подтверждается работой А. Канеуџи с соавторами, которые не показали значимых различий в износе полиэтилена при расположении чашки на 20 мм выше «фигуры слезы» [Канеуџи А. et al., 2009].

Медиализация

Еще одним оптимальным решением является медиализация чашки эндопротеза, что уменьшает нагрузку на бедренный компонент, а также способствует высокой латеральной поддержке ацетабулярного компонента эндопротеза костью.

В 2008 году G. Bicanic с соавторами [Bicanic G. et al., 2009] доказали, что каждый миллиметр бокового смещения вертлужной впадины относительно идеального центра вращения приводит к увеличению нагрузки на тазобедренный сустав на 0,7%, а для каждого миллиметра проксимального смещения следует ожидать увеличения нагрузки на 0,1%. Это предполагает размещение вертлужной впадины как можно дальше, медиально, для достижения оптимальных результатов.

Котилопластика

Котилопластика — это метод, который включает перфорацию медиальной стенки вертлужной впадины, а затем установку ацетабулярного компонента за линию Kohler.

В 1976 году Н.К. Dunn с соавторами представили метод, который включал осуществление перелома медиальной стенки с использованием остеотома и

размещение чашки протеза за подвздошную линию, избегая использования костной аугментации и достигая стабильности цементированием вертлужной впадины [Dunn H.K., Hess W.E., 1976].

G. Hartofilakidis с соавторами [Hartofilakidis G., Stamos K., Ioannidis T.T., 1988; Hartofilakidis G., Yiannakopoulos C.K., Babis G.C., 2008] модифицировали этот метод, перфорировав медиальную стенку вертлужной впадины с помощью фрезы, а не остеотома, и назвали технику котилопластикой. Позднее были опубликованы удовлетворительные отчеты об имплантации цементированных чашек с использованием котилопластики. В свою очередь, L.D. Dorr с соавторами сообщили о хороших результатах при имплантации ацетабулярных компонентов с пористым покрытием с использованием этой техники [Dorr L.D. et al., 1999].

Основным недостатком котилопластики является сложность контролирования степени осуществляемого перелома медиальной стенки, в противном случае это может привести к переломовывиху вертлужного компонента внутрь таза (центральный вывих).

1.5.2 Анатомическое позиционирование

Многие исследователи, выступающие за анатомическое позиционирование вертлужного компонента эндопротеза при врожденном вывихе головки бедренной кости Crowe IV, считают, что это позволяет снизить износ полиэтилена и риск расшатывания вертлужного компонента [Crowe J.F., Mani V.J., Ranawat C.S., 1979; Hartofilakidis G., Karachalios T., 2004; Eskelinen A., 2006].

При этом T.C. Doehring с соавторами, выполнив анализ имплантов с высоким центром ротации пришел к выводу, что контактные силы не всегда увеличиваются в таких случаях по сравнению с анатомическим центром ротации, и это не приводит к значимому износу полиэтилена. Полученные данные говорят о том, что наблюдаемое появление нестабильности вертлужного компонента при его проксимальном положении имеет другую причину своего возникновения и не зависит от степени износа полиэтилена [Doehring T.C. et al., 1996].

W. Pagnano с соавторами сообщили, что высокое позиционирование вертлужного компонента, т.е. высокий центр ротации, связано с высоким риском расшатывания вертлужного компонента, в связи с чем авторы рекомендовали позиционировать вертлужный компонент в анатомический центр ротации или в пределах 15 мм проксимализации [Pagnano W. et al., 1996].

Считается, что предельно допустимым подъемом центра ротации является 35 мм. Так, в работе K. Hirakawa было показано, что смещение центра ротации на 35 мм выше линии «фигуры слезы» и на 25 мм латеральнее связано с повышенным риском нестабильности вертлужного компонента, в то время как изолированно подъем не был связан с риском расшатывания. В работе авторов было 10 вертлужных компонентов с высоким центром ротации и медиализацией более 25 мм, и все они были подвергнуты ревизионным вмешательствам [Hirakawa K. et al., 2001].

Несмотря на сохраняющуюся дискуссию, большинство ортопедов, специализирующихся на эндопротезировании при дисплазии тазобедренного сустава, стараются искать анатомические ориентиры истинной впадины и имплантировать ацетабулярный компонент как можно ближе по отношению к ней.

Е.А. Волокитина с соавторами предложила технические приемы установки бесцементных компонентов при дисплазии. Так, при типе I-II по Crowe предлагалась установка в анатомическое положение, а при вывихе по Crowe III-IV допускалась установка выше истинного центра ротации – на уровне нижнего края неоартроза, хотя данная техника впоследствии привела к необходимости ревизионного эндопротезирования через 3 года [Волокитина Е.А., Колотыгин Д.А., 2009].

В исследовании В. Erdemi с соавторами были получены хорошие результаты при анатомическом позиционировании центров ротации 25 тазобедренных суставов при высоком вывихе. Авторы также рекомендуют устанавливать ацетабулярный компонент в анатомическую впадину для максимального контакта кости пациента с имплантатом, а также обязательно выполнять укорачивающую остеотомию бедренной кости для предупреждения тракционного повреждения

седалищного нерва в сравнении с агрессивным релизом мягких тканей [Erdemli B. et al., 2005].

Еще более ошеломляющие результаты были получены в работе Е.А. Волокитиной: 89,5% успешных эндопротезирований без осложнений в интра- и послеоперационном периодах [Волокитина Е.А., Колотыгин Д.А., 2008].

Имеются данные о технике двухэтапного лечения – низведение бедра в аппарате внешней фиксации с последующим эндопротезированием для обеспечения возможности позиционирования вертлужного компонента максимально близко к анатомическому центру ротации [Туренков С.В., Ахтямов И.Ф., 2003; Чегуров О.К. с соавт., 2015].

Первые сообщения об имплантации чашки в истинную вертлужную впадину без укорочения бедренной кости после илиофemorальной дистракции у пациентов с высоким вывихом бедра были опубликованы К.-А. Lai с соавторами [Lai K.-A. et al., 2005; Lai K.-A., Liu J., Liu T.-K., 1996]. В 1996 году авторы описали использование дистракционного аппарата Wagner между подвздошной костью и дистальным отделом бедренной кости у пациентов с односторонним высоким вывихом бедра до тотального эндопротезирования. Перед началом дистракции они выполняли подкожную тенотомию мышц аддукторов и резекцию головки бедренной кости, при этом релиз капсулы и мягких тканей осуществляли во время тотальной артропластики тазобедренного сустава [Lai K.-A., Liu J., Liu T.-K., 1996]. В.П. Абельцев с соавторами использовали метод двухэтапного эндопротезирования тазобедренного сустава при высоком вывихе [Абельцев В.П. с соавт., 2012].

1.6 Используемые имплантаты

Одним из стандартных решений при дисплазии является использование полусферических компонентов, являющихся основным направлением реконструкции вертлужной впадины при ее дефектах [Волокитина Е.А., Хабиб М.С.С., 2018]. Исторически эндопротезы цементной фиксации были первыми и

активно применялись при эндопротезировании в условиях дисплазии, но со временем бесцементные компоненты эндопротеза стали более популярными.

1.6.1 Цементные имплантаты

В 1970-90 годы многие ортопеды при операциях в условиях дисплазии использовали вертлужные компоненты цементной фиксации [Charnley J., Feagin J.A., 1973; Hartofilakidis G., Stamos K., Ioannidis T.T., 1988; Russotti G.M., Harris W.H., 1991; Pagnano W. et al., 1996].

Е.А. Волокитина использовала цементные вертлужные компоненты при эндопротезировании у пациентов с диспластическим коксартрозом и врожденным вывихом после опорных остеотомий [Волокитина Е.А., 2013].

Использование кольца Мюллера при дисплазии описано как зарубежными [Gill T.J., Sledge J.B., Müller M.E., 1998], так и отечественными авторами [Слободской А.Б. с соавт., 2011].

Ф.М. Judas с соавторами использовали при эндопротезировании тазобедренного сустава на фоне диспластического коксартроза антипротрузионное кольцо, фиксированное тремя винтами с цементной фиксацией ацетабулярного компонента, авторы получили отличные результаты на 5-летнем сроке наблюдения [Judas F.M., Lucas F.M., Fonseca R.L., 2015].

И.И. Кузьмин с соавторами считают дисплазию одним из показаний для использования колец Мюллера при эндопротезировании тазобедренного сустава [Кузьмин И.И. с соавт., 2005], в данной работе имплантация кольца Мюллера была осуществлена в 156 случаях. Также авторы отмечали, что усеченная форма кольца имеет преимущества при установке на фоне дисплазии.

Размеры цементного вертлужного компонента эндопротеза, имплантируемого пациентам с дисплазией тазобедренного сустава, в исследовании А.Б. Слободского, варьировали от 43 до 47 мм [Слободской А.Б. с соавт., 2011].

Цементные бедренные компоненты как единственно доступные в эпоху развития эндопротезирования описаны в работах 70-80-х годов прошлого столетия [Charnley J., Feagin J.A., 1973; Hartofilakidis G., Stamos K., Ioannidis T.T., 1988].

1.6.2 Бесцементные имплантаты

Пришедшие на смену вертлужным компонентам цементной фиксации бесцементные ацетабулярные компоненты быстро стали популярными среди ортопедов.

Полусферические компоненты бесцементной фиксации использовали многие авторы, сообщая о хороших результатах их применения [Raavilainen T., Hoikka V., Solonen K., 1990; Eskelinen A. et al., 2009; Такао M. et al., 2011; Lee S.J., Yoo J.J., Kim H.J., 2017]. Е.А. Волокитина описала 122 случая эндопротезирования тазобедренных суставах с применением бесцементных вертлужных компонентов, в частности компонентов резьбовой фиксации [Волокитина Е.А., Колотыгин Д.А., 2009]. При легких степенях дисплазии используются бесцементные ацетабулярные системы без возможности дополнительной винтовой фиксации. При дисплазии Crowe I-II некоторые авторы использовали компонент DePuy ASR XL [Даниляк В.В. с соавт., 2015].

С появлением на рынке бесцементных ножек они, как и бесцементные вертлужные компоненты, стали прочно завоевывать позиции при эндопротезировании у пациентов с дисплазией ТБС.

Использование бедренных бесцементных компонентов эндопротезов конического сечения описаны многими авторами [Близнюков В.В. et al., 2014; Мазуренко А.В. et al., 2010; Мурылев В.Ю. et al., 2013; Raavilainen T., Hoikka V., Solonen K., 1990]. В то же время зарекомендовавшей себя моделью бедренных бесцементных имплантатов являются компоненты прямоугольного сечения [Perka C. et al., 2004; Erdem Y. et al., 2019].

1.6.3 Индивидуальные ацетабулярные бесцементные компоненты

Новым направлением развития трехмерных технологий является проектирование имплантатов с их формированием при помощи аддитивных технологий. Данные типы имплантов практически не использованы в работах, описывающих результаты первичного эндопротезирования тазобедренного сустава

при дисплазии. Случай применения индивидуального ацетабулярного компонента описан в одной из отечественных работ [Билык С.С. с соавт., 2019].

В другой работе отечественные авторы успешно использовали индивидуальные аугменты при эндопротезировании тазобедренного сустава при дисплазии. В статье Я.А. Рукина с соавторами описано применение индивидуальных аугментов при дисплазии, но выборка ограничена 9 пациентами, из которых только 6 с врожденным вывихом Crowe III [Рукин Я.А. с соавт., 2020].

1.6.4 Серийные аугменты

Применение серийных аугментов при первичном эндопротезировании не нашло широкого освещения в научной литературе. С. Restrepo с соавторами сообщали об успешном применении клиновидных аугментов у 3 пациентов с врожденным вывихом, в частности у двух пациентов с Crowe III и у одного пациента с Crowe IV [Restrepo C., Heller S., Chen A.F., 2016].

1.6.5 Размеры компонентов

Малый размер костей таза, являющийся специфической особенностью анатомии при дисплазии, оказывает влияние на размеры вертлужных компонентов, которые находятся на нижней границе модельного ряда. Так, при симуляции вертлужных компонентов у пациентов с высоким вывихом Q. Liu получил размеры от 38 до 44 мм в серии из 12 пациентов, а средний диаметр вертлужного компонента составил 40,3 мм [Liu Q. et al., 2009]. Другие авторы сообщали о более широком диапазоне использованных размеров. Японские авторы использовали компоненты размером от 44 до 60 мм [Takao M. et al., 2011].

1.6.6 Пары трения

Выбор пар трения при эндопротезировании в условии дисплазии представлен различными сочетаниями. Так, В.Ю. Мурылев с соавторами использовали керамо-керамические пары трения различных размеров и отмечали, что головки размером 28 мм использовались чаще у женщин на фоне дисплазии тазобедренного сустава, чем у мужчин [Мурылев В.Ю. с соавт., 2017]. Использование металл-металлических пар трения описано В.В. Даниляком с соавторами [Даниляк В.В. с

соавт., 2015]. Металл-полиэтиленовые и керамо-полиэтиленовые пары трения описаны в работе В.В. Близнюкова с соавторами [Близнюков В.В. с соавт., 2014].

1.7 Винтовая фиксация ацетабулярного компонента

Винты могут улучшить первичную стабильность вертлужного компонента [Clohisy J.C., Harris W.H., 1999; Utting M.R. et al., 2008]. Несмотря на то, что ряд авторов сообщает о том, что дополнительная винтовая фиксация улучшает стабильность, другие заявляют, что в условиях полного покрытия нативной костью импланты с технологией тугой посадки без дополнительной винтовой фиксации дают сопоставимые результаты в сравнении с применением систем, дополнительно фиксированных винтами [Thanner J. et al., 2000; Udomkiat P., Dorr L.D., Wan Z., 2002; Roth A. et al., 2006; Iorio R. et al., 2010]

1.7.1 Клинические аспекты применения винтов

Несмотря на то, что большинство бесцементных вертлужных компонентов обеспечивают адекватную первичную фиксацию при первичном эндопротезировании, иногда дополнительная винтовая фиксация необходима для достижения первичной стабильности [Perona P.G. et al., 1992; Hsu J.-T. et al., 2007; García-Rey E., García-Cimbrelo E., Cruz-Pardos A., 2012].

В другой работе авторы использовали винтовую фиксацию при дисплазии в 9,1% случаев. Стоит отметить, что в данной работе было 96 тазобедренных суставов, среди которых 64 случая с дисплазией по Crowe I, 16 – по Crowe II и 16 – Crowe III [Takaо M. et al., 2011].

В еще одной работе авторы пришли к выводу, что винты, вне зависимости от того, блокируемые они или нет, улучшают фиксацию вертлужного компонента на 26% [Heller S. et al., 2013].

Множество исследований и данных регистров сообщают о результатах эндопротезирования тазобедренного сустава различными видами имплантатов. На основании этих данных были получены результаты о 10-летней выживаемости в более чем 90% случаев и 15-летней выживаемости приблизительно в 85% случаев

при использовании бесцементных вертлужных компонентов, дополнительно фиксированных винтами [Clohisy J.C., Harris W.H., 1999b; Grobler G.P. et al., 2005; Hailer N.P., Garellick G., Kärrholm J., 2010; Howard J.L. et al., 2011; Kremers H.M. et al., 2012; Macheras G. et al., 2009; Mäkelä K.T. et al., 2008; Mäkelä K.T. et al., 2011; Mäkelä K.T. et al., 2014; Schmolders J. et al., 2017]. Тем не менее, раннее асептическое расшатывание может происходить даже на фоне дополнительной винтовой фиксации. Так, например W.J. Long сообщал о серии из 5 случаев раннего асептического расшатывания бесцементных компонентов, фиксированных винтами, связывая данное осложнение с особенностями пористой структуры на использованных вертлужных компонентах [Long W.J. et al., 2018].

По данным различных авторов, дополнительная винтовая фиксация связана с улучшением первичной стабильности ацетабулярного компонента и часто применяется для теоретического улучшения первичной фиксации, обеспечения остеоинтеграции, особенно вокруг винтов, и вторичной стабильности [García-Rey E., García-Cimbrelo E., Cruz-Pardos A., 2012; Heller S. et al., 2013; Meneghini R.M. et al., 2010]. Эти факторы приобретают особую важность в условиях дефицита кости [García-Rey E., García-Cimbrelo E., Cruz-Pardos A., 2012].

М. Такао с соавторами сообщили о результатах 98 операций тотального эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием полусферических бесцементных компонентов, имплантированных с применением только техники тугой посадки без дополнительной трансацетабулярной фиксации винтами пациентам на фоне диспластического коксартроза; срок наблюдения составил от 6 до 11 лет [Такао М. et al., 2011].

В своем обзоре авторы V.I. Sakellariou с соавторами рассматривают винты наряду с высокопористой структурой покрытия вертлужного компонента как инструмент дополнительной стабилизации чашки. Они отмечают изменившиеся концепции расположения винтов для дополнительной фиксации [Sakellariou V.I. et al., 2014].

М. Рере сравнивал выживаемость имплантов, кровопотерю и продолжительность операции с использованием и без использования винтов для

фиксации бесцементных вертлужных компонентов и не выявил различий кроме увеличения длительности операции [Pepe M. et al., 2017].

В случаях использования ацетабулярных колец винты являются единственным способом обеспечить надежную первичную фиксацию компонента. В отечественной литературе И.И. Кузьмин с соавторами использовали в зависимости от веса пациента, возраста, состояния костной структуры и объема костной пластики от 2 до 6 винтов для фиксации кольца Мюллера при дисплазии получив при этом хорошие результаты [Кузьмин И.И. et al., 2005].

1.7.2 Количество винтов

Широта возможностей дополнительной винтовой фиксации определяется количеством использованных винтов. Ряд авторов сообщают, что использование одного или более винтов для фиксации бесцементных вертлужных компонентов помогает достичь хорошей ранней фиксации [Clohisy J.C., Harris W.H., 1999; García-Rey E., García-Cimbrelo E., Cruz-Pardos A., 2012; Meneghini R.M. et al., 2010; Schmalzried T.P., Harris W.H., 1992].

В своей работе другие авторы сообщали, что в 19,6% случаев (155 тазобедренных суставов) было необходимо использовать не менее 2 винтов для обеспечения первичной стабильности при тотальном эндопротезировании на фоне идиопатического коксартроза либо на фоне вторичного артроза без значительных изменений вертлужной впадины. Авторы также выявили, что повышенная вероятность использования винтов связана с женским полом, а также с большей дистанцией от центра ротации головки до приблизительного центра ротации бедренной кости, причем каждые 5 мм дистанции повышают вероятность использования винтов втрое [García-Rey E., 2017]. Эти данные соотносятся с другими работами. В частности, на серии из 215 тазобедренных суставов M. Fujii с соавторами использовали в среднем 2 (от 1 до 3) винта для фиксации бесцементного вертлужного компонента у пациентов с дисплазией тазобедренного сустава. Причем в данной работе тазобедренные суставы по степени дисплазии по

Crowe были разделены следующим образом 175 – I ст., 29 – II ст., 10 – III ст., 1 – IV ст. [Fujii M. et al., 2017].

В работе Tetsunaga с соавторами использовали фиксацию 15 мм винтами, диаметром 6,5 мм первоначально фиксирую задне-нижний квадрант. В среднем на пациента приходилось 3,6 винтов [Tetsunaga T. et al., 2019].

В работе других авторов среднее количество винтов, использованных в исследовании, составило 1,31 (от 1 до 4) [Fujishiro T. et al., 2014].

В экспериментальных работах также были получены интересные данные. J.-T. Hsu с соавторами сообщали, что полусферические компоненты, фиксированные в блоках пены с применением от 0 до 3 винтов, имеют лучшую стабильность ацетабулярного компонента в случае идеальной центровки винтов в отверстиях в сравнении с компонентами, фиксированными эксцентрично проведенными винтами, показавшими не только сниженную стабильность чашки, но и ускоренный остеолит. В другом исследовании упомянутых авторов (на основании применения трехмерного конечно-элементного анализа костей таза и вертлужных компонентов) было выявлено, что винты уменьшают только локальную микроподвижность [Hsu J.-T. et al., 2007].

1.7.3 Латеральное недопокрытие и винтовая фиксация клинические и экспериментальные исследования

На основании экспериментального исследования было выявлено, что при превышении латерального недопокрытия более чем на 35% необходимо использовать дополнительную опору чашки, при недопокрытии от 35% до 15% процентов необходима фиксация двумя винтами, а при недопокрытии менее 15% возможна установка вертлужного компонента без дополнительной винтовой фиксации [Тихилов Р.М. с соавт., 2013].

В результате другого экспериментального исследования было выявлено, что влияние силы дополнительной винтовой фиксации увеличивается по мере уменьшения первичной press-fit фиксации самого вертлужного компонента [Tabata T. et al., 2015]. Авторы в своей работе провели исследование с использованием

различных вариантов дополнительной винтовой фиксации вертлужных компонентов размером 48 мм с тремя винтовыми отверстиями, имплантированных в препараты из полиуретановой пены. Для того чтобы обеспечить различную силу первичной фиксации, были подготовлены ложки калиброванными фрезами 48, 48,5 и 49 мм. Влияние дополнительной винтовой фиксации составило 18,1, 58,6 и 50% соответственно.

Li H. с соавторами использовали по 2 винта для дополнительной фиксации ацетабулярного компонента при недопокрытии от 31 до 50% и получили отличные результаты на среднем сроке наблюдения [Li H. et al., 2013]. Для оценки недопокрытия на рентгенограммах была использована формула: горизонтальная протяженность недопокрытия вертлужного компонента / горизонтальное расстояние от латерального до медиального края тени чашки x 100%.

M.J. Anderson и W.H. Harris изучили 24 случая тотального эндопротезирования тазобедренного сустава при дисплазии с применением полусферических бесцементных компонентов, усиленных дополнительной винтовой фиксацией после среднего срока наблюдения в 83 месяца и пришли к выводу, что укрепление структурным трансплантатом можно не использовать при условии дополнительной винтовой фиксации, если обеспечивается контакт хотя бы 70% с костью хозяина [Anderson M.J., Harris W.H., 1999].

H. Ito с соавторами сообщают о хорошей стабильности бесцементных вертлужных компонентов с покрытием костью хозяина не менее 60% и фиксации несколькими винтами на сроке наблюдения в 10,6 лет [Ito H. et al., 2003]. A. Kaneuji с соавторами сообщают о хорошей стабильности бесцементных вертлужных компонентов с покрытием костью хозяина не менее 75% и фиксации несколькими винтами на сроке наблюдения в 15,2 лет [Kaneuji A. et al., 2009].

Тем не менее, ряд исследователей докладывали об успешных клинических результатах при эндопротезировании в условиях дисплазии и краниализации центра ротации выше 20 мм с использованием бесцементных вертлужных компонентов фиксированных с помощью дополнительной винтовой фиксации [Anderson M.J., Harris W.H., 1999; Ito H. et al., 2003; Kaneuji A. et al., 2009].

1.7.4 Осложнения, связанные с дополнительной винтовой фиксацией

Частота повреждения наружных подвздошных и запирающих сосудов составляет 0,2–0,3% [Bergqvist D., Carlsson A.S., Ericsson B.F., 1983; Brentlinger A., Hunter J.R., 1987; Nachbur V. et al., 1979].

Особое внимание следует уделить проекции позиционирования трансцетабулярных винтов для дополнительной фиксации. Хотя сосудистые повреждения являются нечастым осложнением при эндопротезировании тазобедренного сустава [Barrack R.L., 2004], они могут привести к катастрофическим последствиям, таким как гиповолемический шок, формирование псевдоаневризмы, тромбозам и формированию артериовенозного свища, требующим неотложной сосудистой операции [Adovasio R. et al., 2003; Darmanis S. et al., 2004].

Анатомические взаимоотношения между внутритазовыми нервно-сосудистыми пучками и костными структурами детально исследованы [Kirkpatrick J.S. et al., 1990]. R.C. Wasielewski с соавторами разработали систему квадрантов и определили так называемые зоны безопасности для трансцетабулярной винтовой фиксации [Wasielewski R.C. et al., 1990]. Авторы считают, что задне-верхний и задненижний квадранты вертлужной впадины содержат достаточное количество кости и являются безопасными для проведения винтов. Однако они изучали нормально развитую вертлужную впадину, в то время как при врожденном вывихе анатомия вертлужной области в значительной степени изменена. Q. Liu с соавторами исследовал взаимоотношения сосудов и костных структур при врожденном вывихе Crowe IV на выборке из 11 женщин и 1 мужчины [Liu Q. et al., 2009]. На основании полученных данных автор выявил, что предложенные R.C. Wasilewski [Wasielewski R.C. et al., 1990] зоны безопасности не соответствуют таковым при врожденном вывихе. В частности повреждение сосудов при проведении винтов в задне-верхнем квадранте составляло 52%, в то время как в условиях нормальной анатомии данная зона считается безопасной [Liu Q. et al., 2009].

1.8 Распределение нагрузок

В экспериментальном исследовании было выявлено, что нагружаемая часть головки бедренной кости представлена ее верхней, передней и задней поверхностями, в то время как нижняя часть остается ненагруженной [Greenwald A.S., Haynes D.W., 1972]. Несмотря на то, что оценка проводилась на бедренной головке бедренной кости, а не на вертлужной впадине, эти данные можно экстраполировать для понимания нагружаемости именно ацетабулярной области, что подтверждается работами, описанными ниже. Говоря о недопокрытии вертлужного компонента эндопротеза, подразумевают ограничение контакта вертлужного компонента в верхней его части. Внимание именно верхней части уделено в связи с тем, что верхний полюс ацетабулярного компонента эндопротеза является одной из нагружаемых зон. К.-Н. Widmer с соавторами выделяют три зоны ацетабулярного компонента принимающие нагрузку в следующем процентном распределении: подвздошная – 55%, лонная – 25%, седалищная – 20% [Widmer К.-Н., Zurfluh В., Morscher E.W., 2002]. Подвздошная область испытывает нагрузки с краниальным вектором тяги. Таким образом, проблема ограниченного контакта с нативной костью в подвздошной области является очень значимой и представляет значительную угрозу стабильности вертлужного компонента в долгосрочной перспективе.

В работе с применением КТ картирования нагружаемых зон на основании плотности кости, измеренной в единицах Хаунсфилда, было выявлено, что максимальная плотность присуща верхнему и задним отделам вертлужной впадины [Lubovsky O. et al., 2011].

1.9 Осложнения при эндопротезировании

Осложнения при эндопротезировании в условиях дисплазии могут быть разделены на две группы: осложнения, характерные для эндопротезирования как такового, и осложнения, связанные со специфическими особенностями хирургической эндопротезирования техники при дисплазии.

1.9.1 Стандартные для эндопротезирования осложнения

Являясь наиболее частым осложнением при эндопротезировании, асептическое расшатывание при эндопротезировании у пациентов с дисплазией встречается с частотой до 0,5%. С сопоставимой частотой, также до 0,5%, встречается перипротезная инфекция, а рецидивирующие вывихи головки с частотой до 1,6% [Тихилов Р.М. с соавт., 2019].

Другая значимая проблема – это *iliopsoas* синдром, проявляющийся болью в паховой области, встречающийся с частотой до 4,3% [Bricteux S., Beguin L., Fessy M.H., 2001]. Хотя механизм до конца не исследован, его возникновение рассматривают как ответ на раздражение илиопсоас при избыточном размере вертлужного компонента эндопротеза, который может наблюдаться в случаях, когда недоразвитая вертлужная впадина миниатюрных размеров вынуждает использовать минимальные в размерном ряду компоненты, доступные в клинике, которые все равно остаются слишком большими в конкретном клиническом случае, а также как ответ на подвывих головки при избыточной антеверсии вертлужного компонента [Zhu J. et al., 2019]. Следует отметить, что на стороне заболевания седалищный нерв короче и может быть поврежден при восстановлении длины конечности [Liu R. et al., 2015]. В.Ю. Мурылев с соавторами отмечали в своем исследовании частоту неудовлетворительных результатов 2,83%, связанных с осложнениями: 1 случай вывиха головки бедренного компонента и 1 случай расшатывания бедренного компонента [Мурылев В.Ю. с соавт., 2013]. Каграманов с соавторами описывал серию наблюдений пациентов с вывихом головки эндопротеза [Каграманов с соавт., 2012]. В работе В.М. Вакуленко описано, что пациенты с дисплазией являются группой риска возникновения вывихов по причине контрактур и слабости мышц [Вакуленко В.М., Вакуленко А.В., Неделько А.А., 2014]. Вывихи и расшатывание компонентов эндопротеза являются частыми осложнениями при эндопротезировании на фоне дисплазии тазобедренного сустава [Петров А.Б., 2010]. Техника двухэтапного эндопротезирования при высоком вывихе позволяет избежать неврологических осложнений [Абельцев В.П. с соавт., 2012]. Дисплазия тазобедренного сустава

Crowe III и IV связана с повышенным риском вывиха головки эндопротеза, в то время как дисплазия Crowe I и II имеет риски осложнений, сопоставимые с идиопатическим артрозом [Молодов М.А. et al., 2013].

1.9.2 Осложнения, связанные со специфическими особенностями хирургической техники эндопротезирования при дисплазии

Выполнение остеотомий бедренной кости, а также частая необходимость костной пластики при эндопротезировании в условиях дисплазии обуславливает и возможные осложнения, связанные с данной техникой. По данным работы Р.М. Тихилова с соавторами, описывающей тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с применением техники укорачивающей остеотомии, частота несращения большого вертела составляет до 8,5% [Тихилов Р.М. с соавт., 2019]. Если для пластики вертлужной впадины в условиях латерального недопокрытия был использован аллогraft, то одним из вариантов осложнений может являться его рассасывание [Hasegawa Y. et al., 1996].

1.10 Резюме

Несмотря на значительный объем накопленного опыта, многие вопросы, связанные с проблемами эндопротезирования при дисплазии, остаются нерешенными. Анатомические изменения при дисплазии, которые детально изложены во многих работах, в силу своего описательного характера не дают практической помощи хирургам ни на этапе планирования операции, ни на этапе принятия интраоперационных решений. Несмотря на обилие классификаций дисплазии тазобедренного сустава, их интерпретация и воспроизводимость не всегда удовлетворительна, а в некоторых случаях классификация не учитывает особенности хирургической техники предстоящей операции. Крайняя вариабельность анатомических изменений привела к созданию большого числа классификаций. Несмотря на их обилие, воспроизводимость этих классификаций не всегда удовлетворительна, а их интерпретация может быть затруднена. Кроме того, некоторые клинические случаи, требующие использования различной

хирургической техники, могут так и оставаться неразделенными, тем самым обесценивая классификационную систему в глазах хирурга. Другим важным аспектом классифицирования дисплазий является вопрос восприятия анатомических изменений в зависимости от формата визуализации. Кроме классической технологии визуализации на предоперационном этапе методом плоскостной рентгенографии, также доступна технология трехмерной визуализации, которая из-за необходимости предварительного сегментирования компьютерной томографии до сих пор не возведена в стандарт предоперационного обследования.

Хотя представленные в литературном обзоре данные и свидетельствуют о большей точности и информативности методов трехмерной визуализации по сравнению с плоскостными рентгенограммами, эти работы являются разрозненными и не предлагают практических рекомендаций применения технологий трехмерной визуализации при планировании эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с высоким вывихом бедра.

Только восприятие дисплазии как многогранной проблемы дает понимание того факта, что дисплазии — это всегда компромисс между хирургической техникой и анатомическими условиями. В этой связи актуальным остается вопрос оптимального позиционирования вертлужного компонента и взаимосвязи его позиционирования с хирургической техникой препарирования бедренной кости для имплантации бедренного компонента.

Типовой сложностью при этом является надежная первичная фиксация вертлужного компонента в условиях значительного дефицита костного массива и низкого качества кости. Одним из инструментов решения данной проблемы является использование дополнительной винтовой фиксации, которая также ограничена в условиях диспластических изменений. При выполнении эндопротезирования тазобедренного сустава после предшествующей остеотомии вариабельность анатомических изменений, которые необходимо учесть на предоперационном этапе, становится еще более широкой.

Одним из зарекомендовавших себя в ревизионной практике решений, характерной спецификой при которой так же является высокая вариабельность измененной анатомии вертлужной области, является использование ортопедических имплантатов индивидуальной конфигурации. В то же время в научной литературе уделяется мало внимания аддитивным технологиям при первичных операциях эндопротезирования, хотя их применение становится все более частой практикой.

Обозначенные выше аспекты подтверждают актуальность нашего исследования, показывая необходимость структурирования имеющихся данных и внедрения, уже зарекомендовавших себя в других сферах эндопротезирования суставов технологий в практику первичного эндопротезирования при высоком вывихе бедра.

ГЛАВА 2. МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

2.1 Структура диссертационного исследования

Структура диссертационного исследования представлена четырьмя блоками, образующими экспериментальную и клиническую части.

Клиническая часть

Данная часть включает ретроспективный анализ медицинской документации и рентгенограмм 284 пациентов (335 суставов) с врожденным высоким вывихом бедра, перенесших тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием серийных имплантатов, а также проспективный анализ клинических и рентгенологических данных 57 пациентов (61 сустав) с высоким вывихом бедра, перенесших тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с применением индивидуальных ацетабулярных компонентов.

В ретроспективной группе проведена оценка высоты фактического позиционирования центра ротации, частоты осложнений, возможностей дополнительной винтовой фиксации и оценки функционального состояния тазобедренного сустава после операции с использованием серийных изделий. Анализ отдаленных результатов на собственном клиническом материале позволил выявить типовые сложности, возникающие при эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с высоким вывихом бедра.

Проспективная часть исследования позволила оценить точность позиционирования индивидуальных ацетабулярных компонентов в сравнении с предоперационным планом, показать расширенные возможности дополнительной винтовой фиксации таких имплантатов, выявить специфические сложности их применения, а также оценить функциональный статус в краткосрочном периоде.

В обеих клинических группах на основании медицинской документации установлены количество и длина винтов, использованных для дополнительной винтовой фиксации, выполнена оценка частоты и структуры осложнений с

использованием опросников, оценена функция тазобедренного сустава после операции.

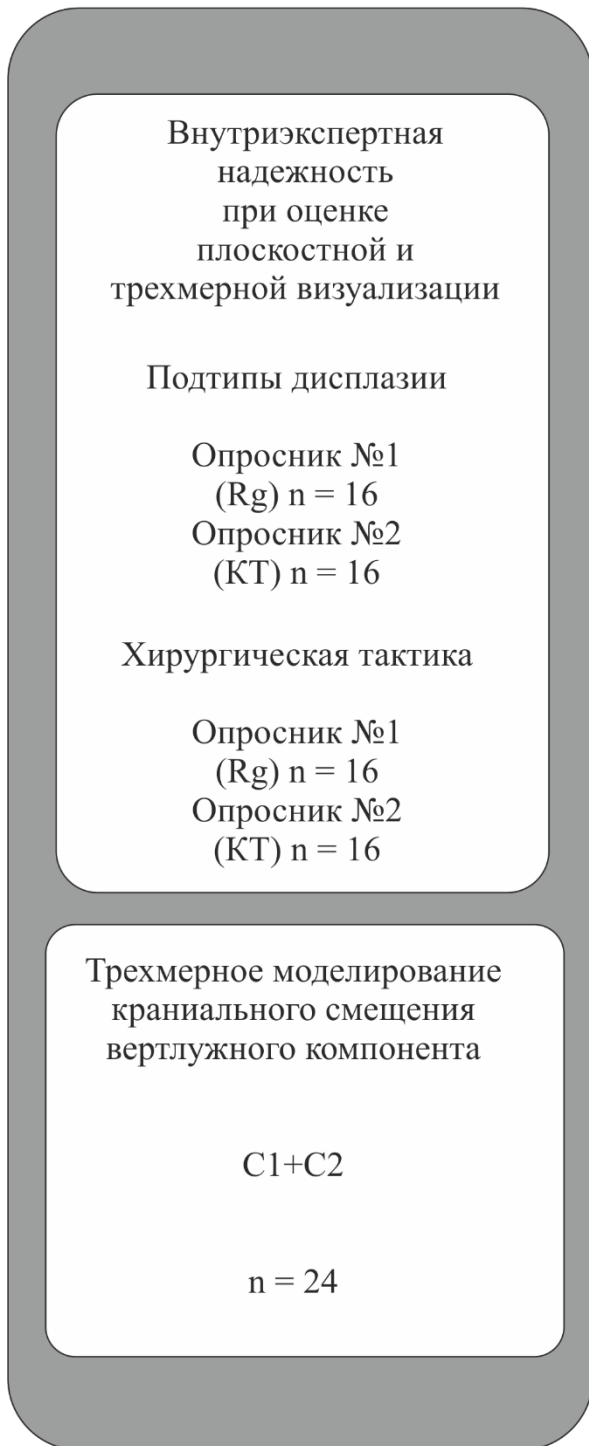
Экспериментальная часть

Экспериментальная часть представлена исследованием внутриэкспертной надежности при оценке плоскостной и трехмерной визуализации. На основании серии опросников проведена оценка различий восприятия хирургами трехмерной визуализации костей таза и их взаимоотношения с полусферическими ацетабулярными компонентами у пациентов с дисплазией различной степени в сравнении с плоскостными рентгенограммами и выявлены различия при определении типа дисплазии и определении хирургической тактики позиционирования вертлужного компонента. Техническое воплощение исследования выполнено с использованием четырех опросников, расположенных на интернет-сайте orthoopros.ru.

Второй блок экспериментальной части выполнен с применением технологии компьютерного моделирования и представлен 24 суставами с виртуальной оценкой взаимоотношения костных структур и трехмерного вертлужного компонента по мере его проксимального смещения. На компьютерной модели были измерены площадь контакта вертлужного компонента с нативной костью, возможности дополнительной винтовой фиксации и протяженность контакта края вертлужного компонента с нативной костью.

На рисунке 1 дано наглядное представление по общей структуре данного исследования.

Экспериментальная
часть



Клиническая
часть

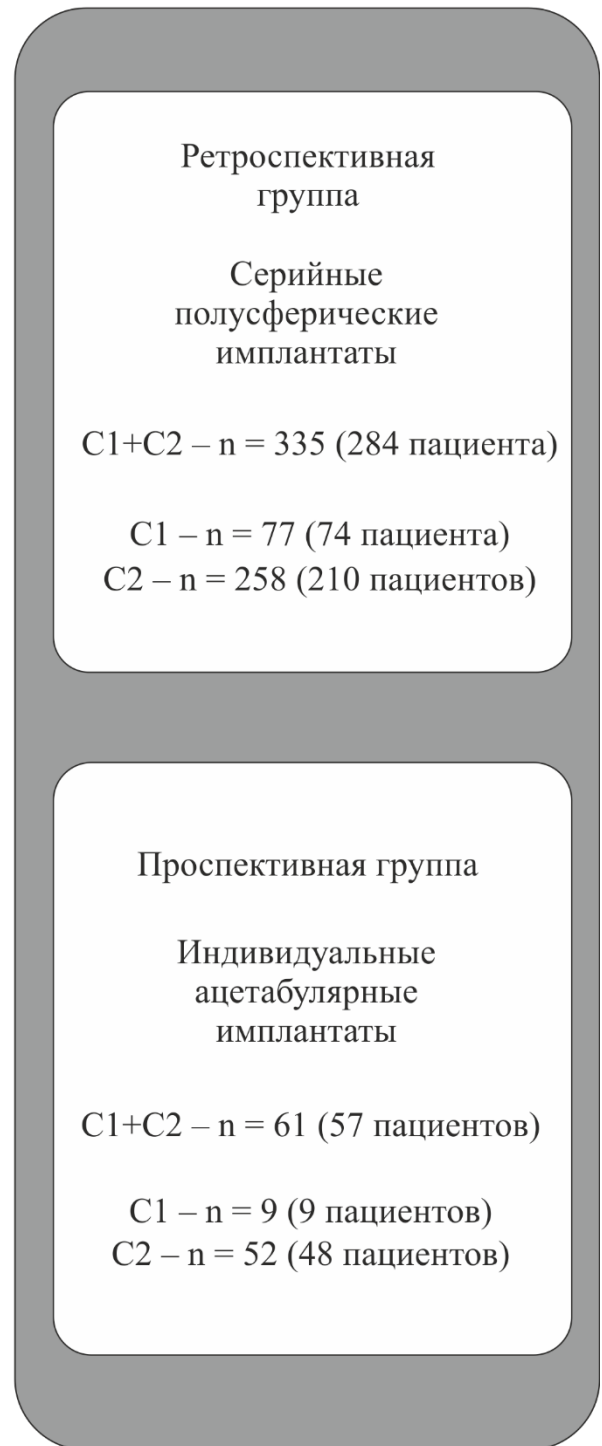


Рисунок 1. Блок схема дизайна исследования

2.2 Характеристика ретроспективной группы серийных ацетабулярных компонентов

2.2.1 Клиническая характеристика

Все пациенты данной группы были прооперированы в клинике НМИЦ ТО им Р.Р. Вредена одним хирургом. В нее вошли 284 пациента с врожденным вывихом типов С1 и С2 по классификации Hartofilakidis, которым была выполнена операция тотального эндопротезирования тазобедренного сустава.

Распределение по типу подвывиха представлены на рисунке 2. Гендерный состав ретроспективной группе представлен на рисунке 3.

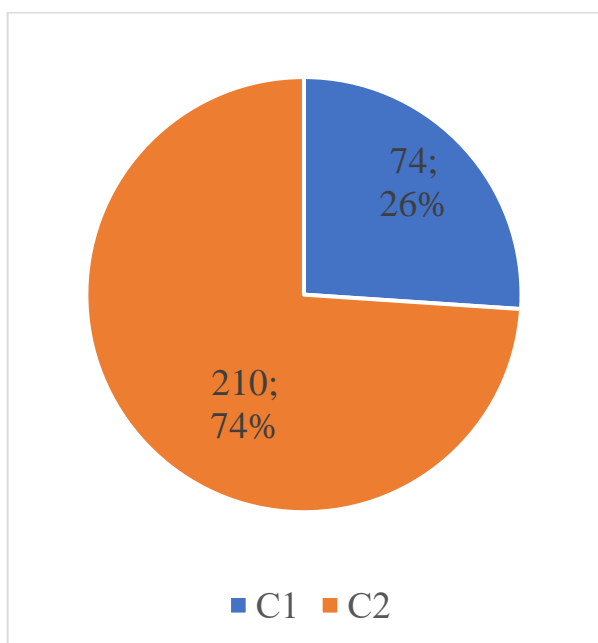


Рисунок 2. Соотношение пациентов с врожденным вывихом типа С1 и С2 в группе серийных вертлужных компонентов



Рисунок 3. Количество мужчин и женщин в группе серийных вертлужных компонентов

Группа С1 почти полностью была представлена женщинами, в группе С2 также наблюдалось преобладание женщин. Распределение по полу в зависимости от подтипа врожденного вывиха представлено на рисунках 4 и 5.



Рисунок 4. Количество мужчин и женщин в группе серийных вертлужных компонентов С1



Рисунок 5. Количество мужчин и женщин в группе серийных вертлужных компонентов С2

Средний возраст всех пациентов группы составил 48,3 года (ДИ 95% от 46,9 до 49,7). Графически данные представлены на рисунке 6.

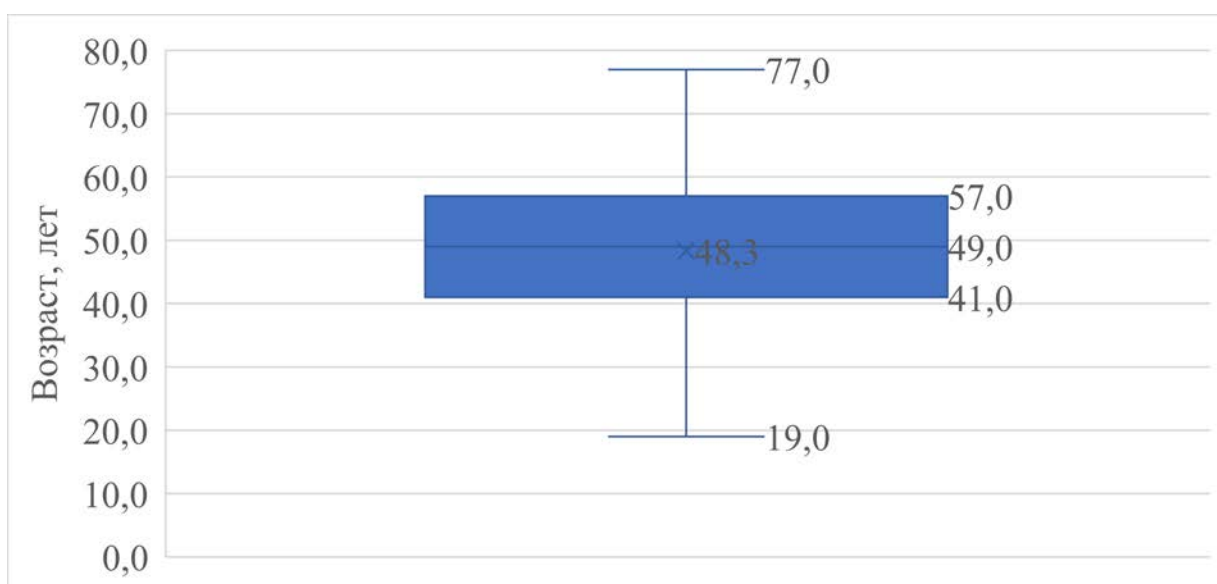


Рисунок 6. Средний возраст всех пациентов ретроспективной группы

Данные о возрасте пациентов в группах C1 и C2 сопоставимы между собой и представлены на рисунке 7.

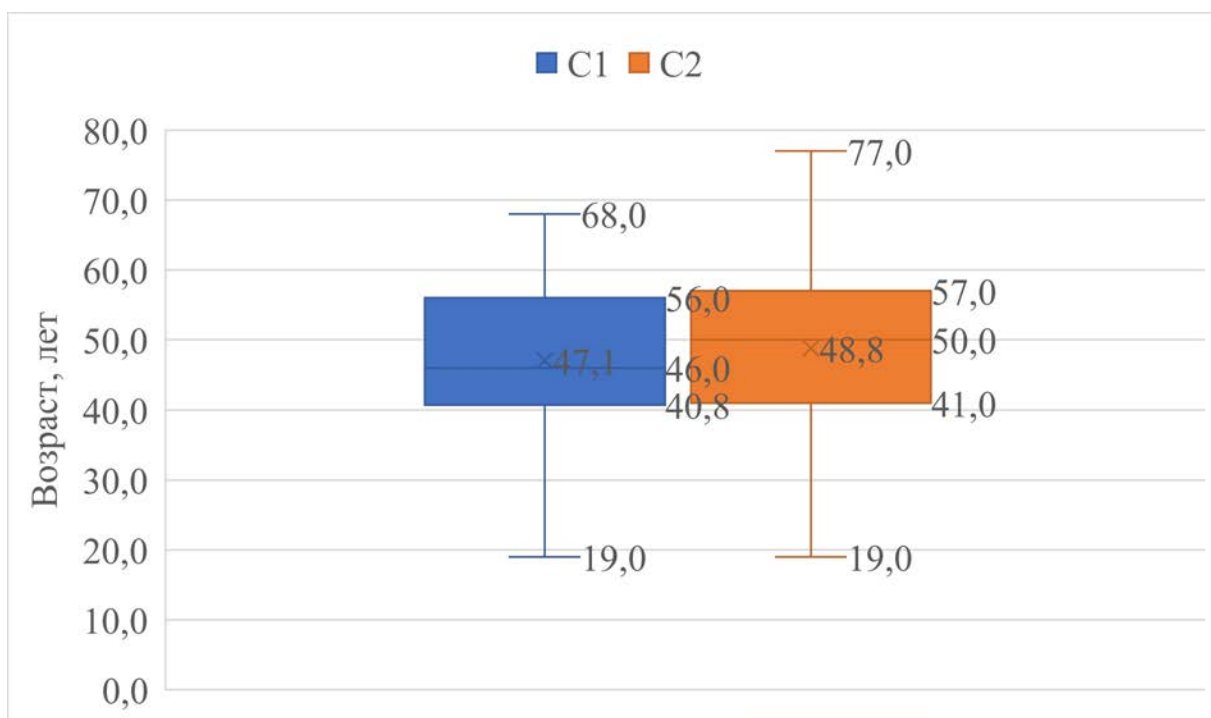


Рисунок 7. Средний возраст пациентов ретроспективной группы с типом врожденного вывиха C1 и C2

Средний срок наблюдения для группы серийных вертлужных компонентов составил 8,9 (ДИ 95% от 7,9 до 9,9) года (рис. 8).

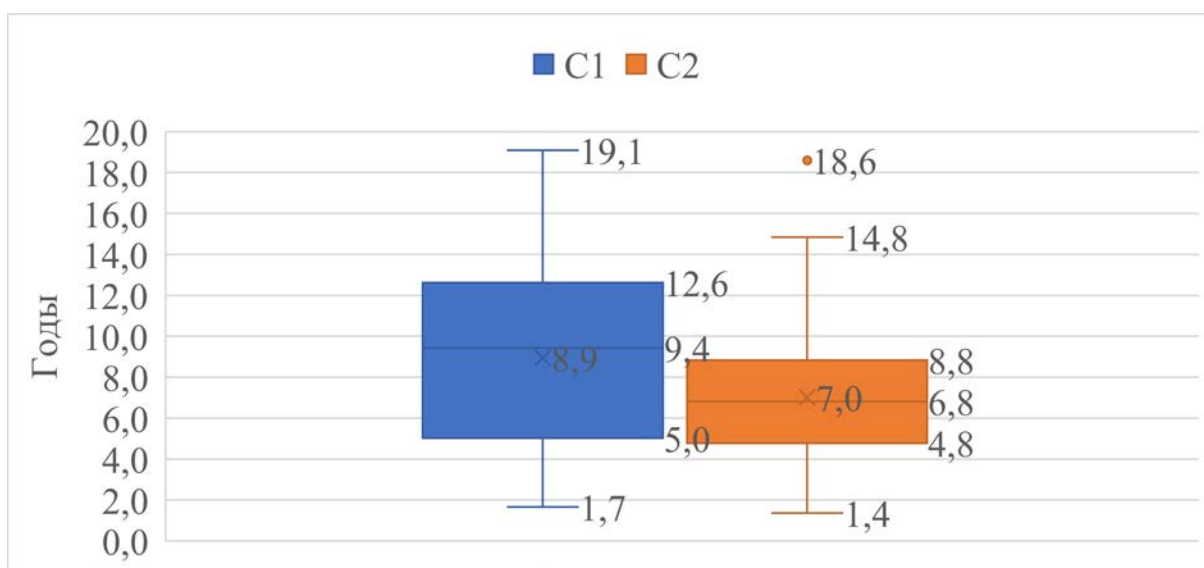


Рисунок 8. Средний срок наблюдения пациентов ретроспективной группы

2.2.2 Рентгенометрические данные

В данной группе были оценены рентгенометрические параметры, описывающие пространственное положение ацетабулярного компонента, количество и протяженность винтов, использованных для дополнительно винтовой фиксации, и функциональный результат после операции.

На основании рентгенограмм выполнялось измерение следующих рентгенометрических характеристик:

- высоты центра ротации головки относительно уровня линии, проведенной через «фигуры слезы»,
- угол наклона ацетабулярного компонента,
- недопокрытие нагружаемой зоны вертлужного компонента нативной костью.

Измерения выполнялись в программе mediCad с предварительной калибровкой снимка по заранее известному диаметру головки эндопротеза тазобедренного сустава.

Для оценки высоты центра ротации было измерено расстояние от центра ротации фактически установленного ацетабулярного компонента до линии «фигуры слезы» и перпендикулярное ей.

Угол наклона оценивался по классической схеме. Он был образован линией «фигуры слезы» и линией, проведенной через верхний и нижний полюсы тени ацетабулярного компонента.

Для оценки латерального недопокрытия вертлужного компонента было использовано расстояние от латерального края тени вертлужного компонента до границы начала покрытия его нативной костью.

Техника данных измерений продемонстрирована на рисунке 9.

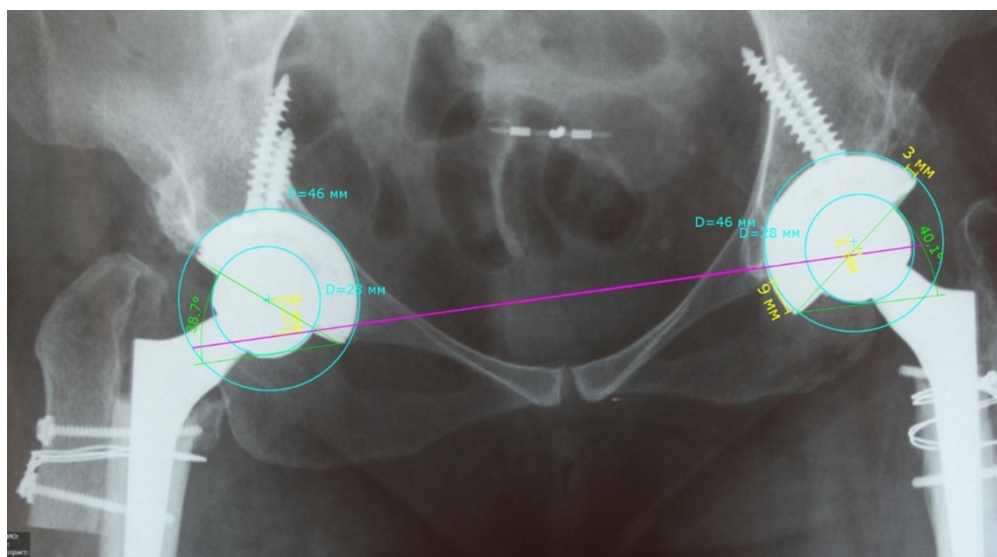


Рисунок 9. Измерение недопокрытия нагружаемой зоны, инклинации и высоты центра ротации головки от линии, проведенной через «фигуры слезы»

2.3 Методика анкетирования хирургов при сравнении плоскостных и трехмерных изображений

Для сравнения интерпретации плоскостного и трехмерного изображений был создан опросник в сети Интернет. Электронная версия опросника была опубликована на домене www.orthopros.ru, оформленном на частное лицо.

Опросник был реализован на открытой системе управления сайтами Joomla 3.9. Непосредственно механизм опросника был реализован на компоненте CommunitySurvey. Для обеспечения необходимого функционала опросника нами было использовано два типа вопросов: с единственным и множественным выбором. Сбор личных данных респондентов был осуществлен через текстовое поле опросника, заполняемое в свободной форме.

В данной части работы было использовано четыре опросника. Первые два опросника оценивали, как респонденты определяют типы дисплазий на основании плоскостной и трехмерной визуализации, а третий и четвертый опросники оценивали варианты предоперационного планирования серийного полусферического вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава в зависимости от типа визуализации. Для того чтобы минимизировать эффект пола в

опросниках, были предложены не только варианты высокого вывиха бедра С1 и С2, но и дисплазии типа А и В1 и В2.

Так как по данным литературы [Burchell В., Marsh С., 1992; Streiner D.L., Norman G.R., Cairney J., 2015], короткие опросники позволяют повысить процент вовлечения респондентов, каждый из четырех опросников был коротким и содержал всего по 16 случаев визуализации дисплазии той или иной степени. Для каждого опросника оценивалось количество выполняемых респондентом первичных операций эндопротезирования тазобедренного сустава. Формулировка вопроса звучала следующим образом: сколько операций первичного эндопротезирования тазобедренного сустава вы выполняете в год? Респондент выбирал один из трех вариантов ответов: менее 30, 30–50, более 50.

Также фиксировалась фамилия респондента для возможности сопоставления результатов парных опросников.

Опросник №1

Первый опросник оценивал тип дисплазии на основании рентгенограмм. В опроснике перед каждым вопросом была представлена схематичная классификация Hartofilakidis.

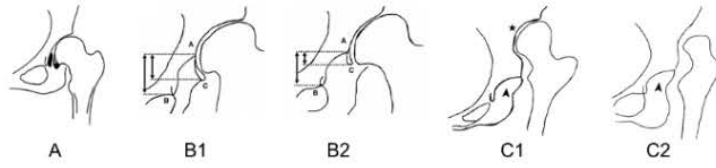
Для каждого вопроса была представлена обзорная рентгенограмма костей таза и рентгенограмма в прямой проекции оцениваемого сустава. На обзорной рентгенограмме оцениваемый сустав был указан стрелкой для однозначности понимания оцениваемой стороны. Ширина изображений составляла не менее 800 пикселей для обеспечения адекватного качества визуализации. Вопрос был сформулирован следующим образом: оцените степень дисплазии по Hartofilakidis. Варианты ответов с возможностью выбора только одного из них:

- тип А
- тип В1
- тип В2
- тип С1
- тип С2.

На рисунке 10 представлен общий вид страницы интернет-опросника с одним из вопросов.

► 1 - Оцените степень дисплазии по Hartofilakidis

Классификация Hartofilakidis 2008 - схематичное представление



Обзорная рентгенограмма

Оцените степень заболевания по Hartofilakidis ПРАВОГО ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА



Прямая рентгенограмма

Оцените степень заболевания по Hartofilakidis ПРАВОГО ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА



Тип А Тип В1 Тип В2 Тип С1 Тип С2

Рисунок 10. Пример вопроса опросника №1

Опросник №2

Второй опросник оценивал тип дисплазии на основании трехмерной реконструкции серии КТ срезов. В опроснике перед каждым вопросом была представлена схематичная классификация Hartofilakidis.

Для каждого вопроса была представлена трёхмерная реконструкция костей таза с наличием бедренной кости для возможности оценки высоты расположения головки бедренной кости и без бедренной кости для визуализации истинной и ложной вертлужных впадин. Оцениваемый сустав указан стрелкой.

Вопрос: оцените степень дисплазии по Hartofilakidis.

Текст описания вопроса:

Для вашего удобства ниже представлено два типа визуализации одного случая.

Верхняя реконструкция позволяет оценить позицию головки бедренной кости относительно вертлужной впадины.

Нижняя реконструкция позволяет оценить анатомию вертлужной впадины, бедро удалено из визуализации.

Изображение интерактивно – управляйте положением таза в поле просмотра. Используйте панель управления слева и режим полноэкранного просмотра.

Оцените правый/левый тазобедренный сустав, указан красной стрелкой.

Вопрос был сформулирован следующим образом: оцените степень дисплазии по Hartofilakidis.

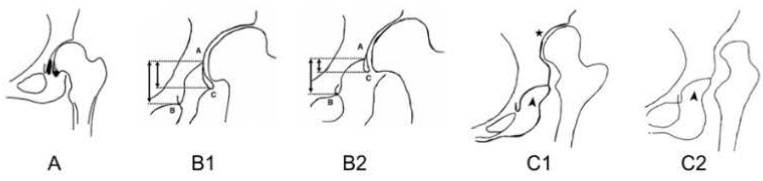
Варианты ответов с возможностью выбора только одного варианта:

- тип А
- тип В1
- Тип В2
- тип С1
- тип С2.

На рисунке 11 представлен общий вид вопроса опросника №2.

► 1 - Оцените степень дисплазии по Hartofilakidis

Классификация Hartofilakidis 2008 - схематичное представление

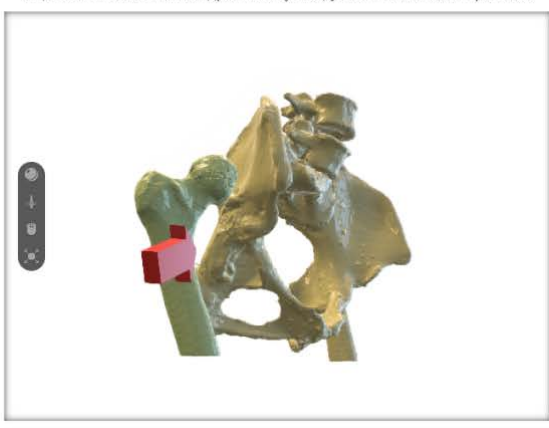


Для вашего удобства ниже представлено два типа визуализации одного случая.


Верхняя реконструкция позволяет оценить позицию головки бедренной кости относительно вертлужной впадины

Нижняя реконструкция позволяет оценить анатомию вертлужной впадины, бедро удалено из визуализации

Изображение интерактивно - управляйте положением таза в поле просмотра. Используйте панель управления слева и режим полноэкранного просмотра.



Оцените ПРАВЫЙ тазобедренный сустав, указан КРАСНОЙ стрелкой.



Оцените ПРАВЫЙ тазобедренный сустав, указан КРАСНОЙ стрелкой.

A B1 B2 C1 C2

Рисунок 11. Пример вопроса опросника №2. Изображение в окнах интерактивное с возможностью трехмерного просмотра в браузере

В опросник были включены не только дисплазии типа С, но дисплазии типа В для нивелирования эффекта пола. Распределение вариантов дисплазии в опросниках представлено на рисунке 12.

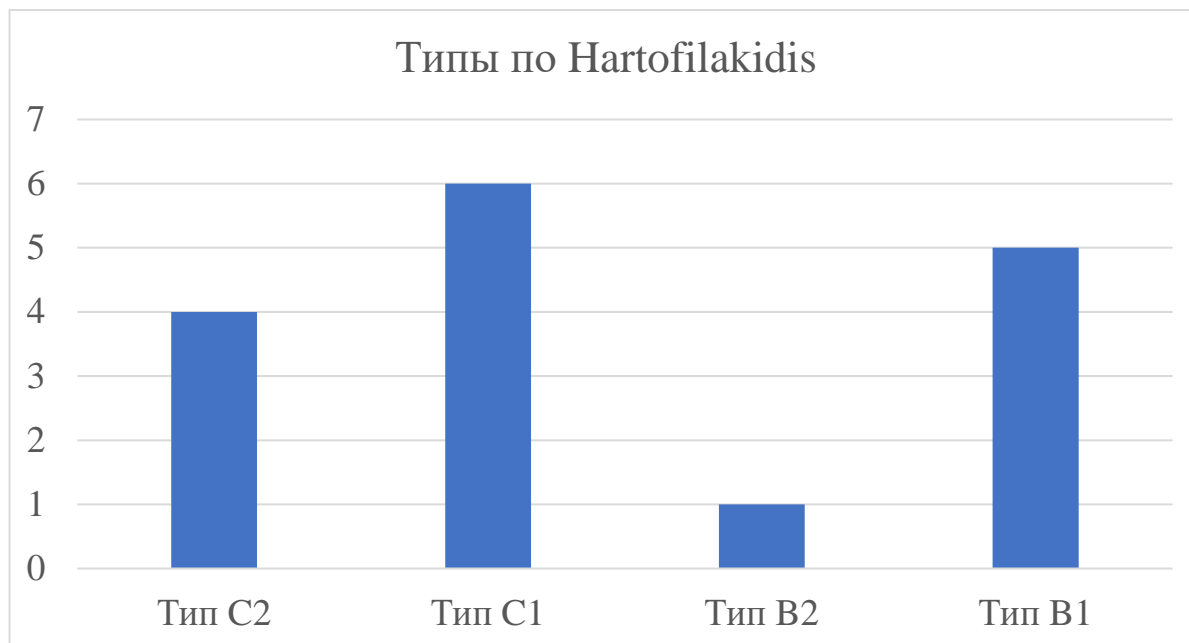


Рисунок 12. Распределение типов вывихов по классификации Hartofilakidis в опроснике в соответствии с консенсусом

Опросник №3

Третий опросник оценивал, какое позиционирование центра ротации и степени покрытия ацетабулярного компонента хирурги считали допустимым при планировании на основании плоскостных рентгенограмм.

Были представлены 16 случаев.

Для каждого случая предлагалось 6 вариантов позиционирования вертлужного компонента.

Позиционирование начиналось в анатомическом положении с посадкой чашки на медиальную стенку, затем вертлужный компонент поднимался на 5 мм, до достижения 25 мм краниализации.

На этапах планирования формировалось изображение с цифровой проекцией вертлужного компонента. Для получения данных изображений выполнялось

цифровое планирование вертлужного компонента Zimmer Trilogy в программном обеспечении mediCAD.

Вопрос был сформулирован следующим образом: Какое позиционирование вертлужного компонента вы считаете допустимым?

Описание вопроса:

Ниже представлено шесть вариантов позиционирования.

Выберите один или несколько вариантов.

Ответы представляли собой изображения с вариантами позиционирования, начиная с анатомического положения и заканчивая краниальным подъемом до 25 мм (рис. 13). Предлагалось шесть вариантов ответа из которых респондент мог выбрать несколько вариантов. Ответы именовались буквами:

- A
- B
- C
- D
- E
- F

Выберите один или несколько вариантов

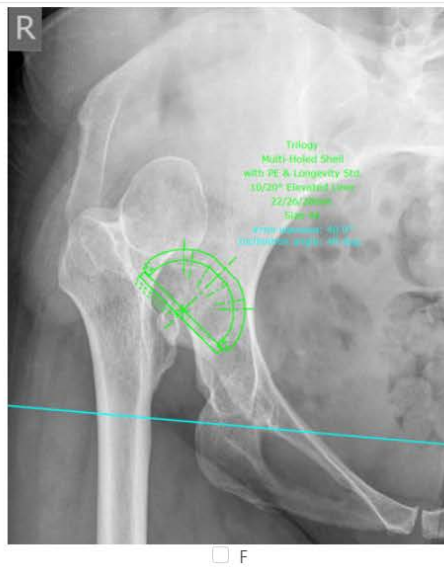
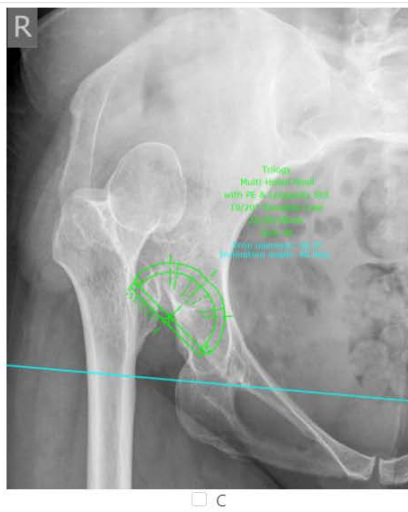
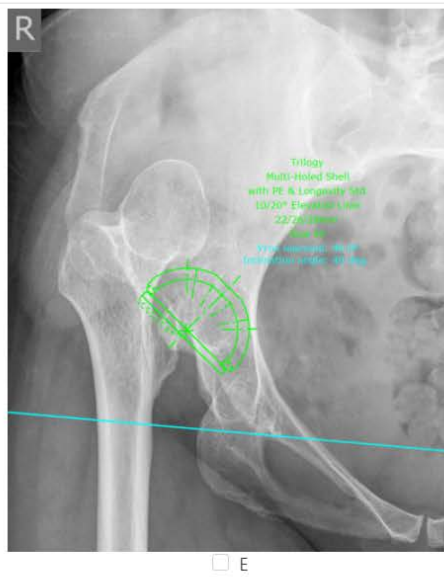
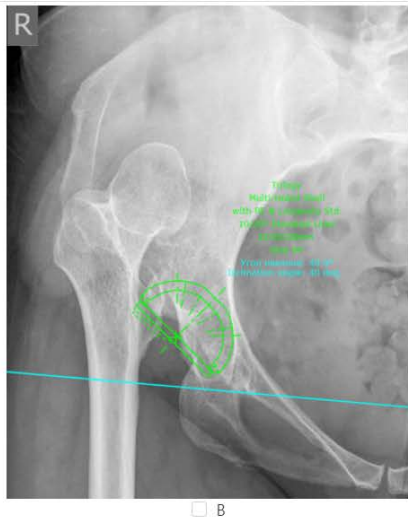
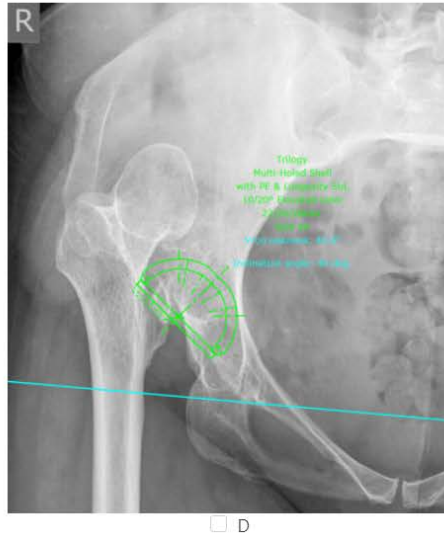


Рисунок. 13. Пример вариантов ответа опросника №3.

Возможен выбор нескольких вариантов

Опросник №4

Четвертый опросник оценивал, какое позиционирование центра ротации ацетабулярного компонента хирурги считали допустимым при планировании на основании трехмерной реконструкции.

Были представлены 16 случаев.

Для каждого случая предлагалось 6 вариантов позиционирования вертлужного компонента. Позиционирование начиналось в анатомическом положении с посадкой чашки на медиальную стенку, затем вертлужный компонент поднимался на 5 мм, до достижения 25 мм краниализации. На этапах планирования формировалось изображение с цифровой проекцией вертлужного компонента.

Вопрос был сформулирован следующим образом: Какое позиционирование вертлужного компонента вы считаете допустимым?

Описание вопроса

Ниже представлено шесть вариантов позиционирования

Выберите один или несколько вариантов

Ответы представляли собой интерактивные трехмерные реконструкции костей таза с вариантами позиционирования вертлужного компонента начиная с анатомического положения и заканчивая краниальным подъемом до 25 мм (рис. 14). Предлагалось шесть вариантов ответа, из которых респондент мог выбрать несколько вариантов. Ответы именовались буквами:

- А
- В
- С
- D
- E
- F.

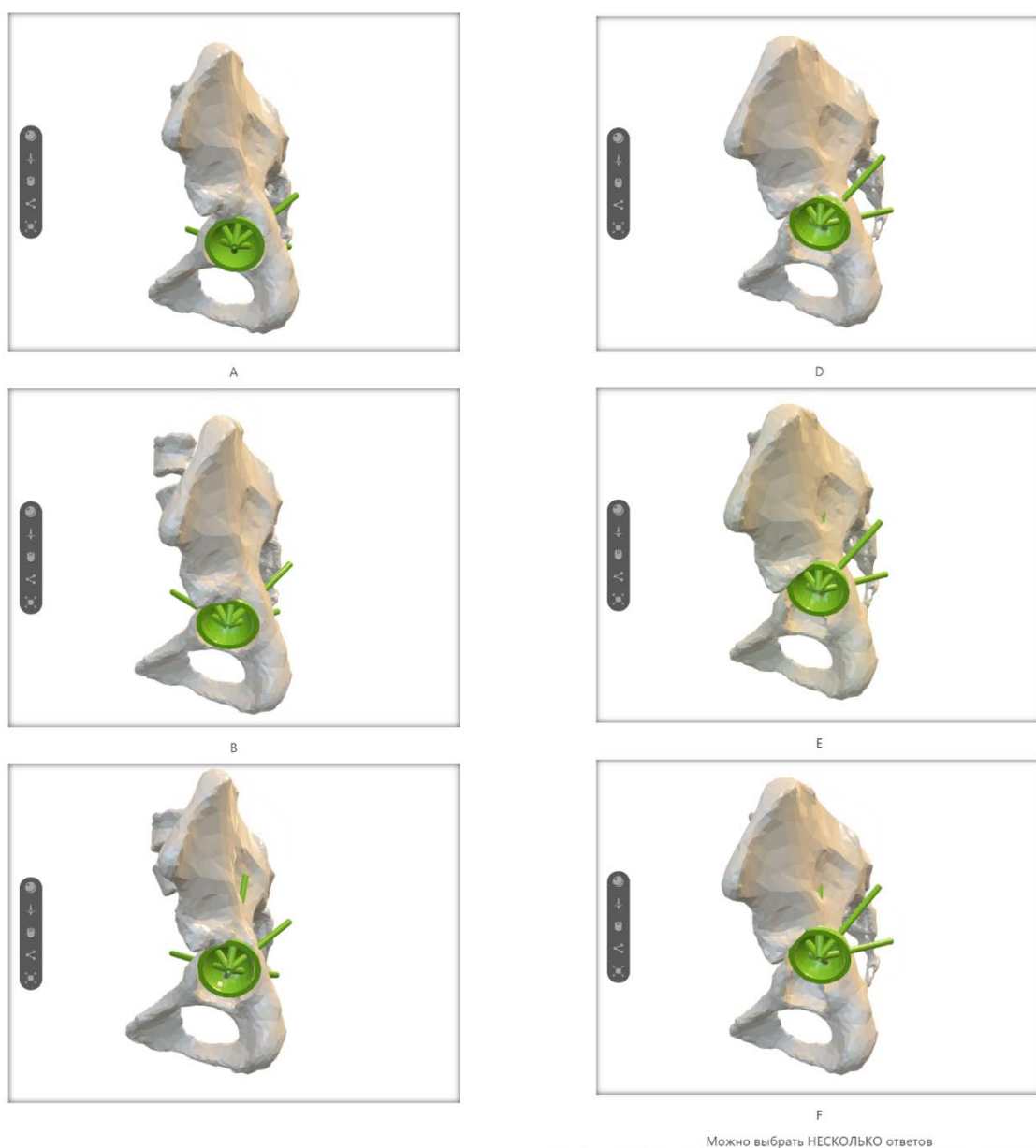


Рисунок 14. Пример вариантов ответа опросника №4.

Возможен выбор нескольких вариантов

Характеристика респондентов и сравнение результатов

В опроснике приняли участие 9 хирургов.

В каждом из опросников были использованы клинические примеры одних и тех же пациентов. Рентгенограммам костей таза конкретных пациентов соответствовали данные трехмерной реконструкции этих же пациентов. Таким образом результаты ответов опросников №1 и №2, а также опросников №3 и №4 образовывали парные выборки.

Результаты ответов опросника №1 и №2, а также №3 и №4 сравнивали между собой.

2.4 Моделирование краниального смещения ацетабулярного компонента

В исследование вошли 24 тазобедренных сустава 17 пациентов, проходивших хирургическое лечение в клинике. Группа была представлена одним мужчиной и двадцать одной женщиной, средний возраст пациентов составил 45,4 года (от 23 до 67 лет). Тазобедренные суставы были сгруппированы по типу дисплазии в соответствии с классификацией Hartofilakidis: группа с дисплазией типа С включала всего 24 тазобедренных сустава, которая была представлена 9 случаями С1 и 15 тазобедренными суставами типа С2. Пациентам выполнялась низкодозовая компьютерная томография костей таза в соответствии со стандартным протоколом, предполагающим трехмерное планирование позиции вертлужного компонента.

Компьютерная томография была выполнена на компьютерном томографе Siemens Somatom Definition с частотой срезов 0,5 мм. Данные компьютерной томографии были обработаны с помощью программного обеспечения Mimics software, version 21.0 (Materialise, Leuven, Belgium).

С использованием программного обеспечения Materialise 3-matic Medical v. 13.0 была создана трехмерная твердотельная модель вертлужного компонента диаметром 44 мм с проекцией шести винтов, соответствующих серийному полусферическому вертлужному компоненту Zimmer Trilogy (рис. 15). Выбор размера вертлужного компонента 44 мм был обоснован оптимальностью его при взаимоотношении с костью. Проекция винтов были жестко фиксированы относительно полусферы виртуального компонента со стороны, предназначенной для контакта с костью, и выходили относительно нее под углом 90° .

Виртуальный вертлужный компонент был позиционирован в анатомический центр ротации согласно рекомендациям [Yoshitani J. et al., 2019]. В ходе исследования был оценен ряд параметров. Оценка общей длины контакта края виртуального компонента шириной 6 мм с костью (рис. 16), а также длины контакта края нагружаемой и нижней вертлужного компонента половин была выполнена отдельно. На каждом шаге выполнялась оценка общей площади контакта вертлужного компонента (рис. 17), а также площадь контакта его нагружаемой и нижней половин по отдельности. Выполнялся подсчет количества винтов длиной

не менее 15 мм, которые потенциально можно было использовать для фиксации вертлужного компонента, а также общая протяженность дополнительной винтовой фиксации (рис. 18). Для оценки динамического изменения оцениваемых показателей было выполнено смещение виртуального вертлужного компонента анатомического положения его краниальное подъема до 25 мм с шагом в 5 мм (рис. 19).

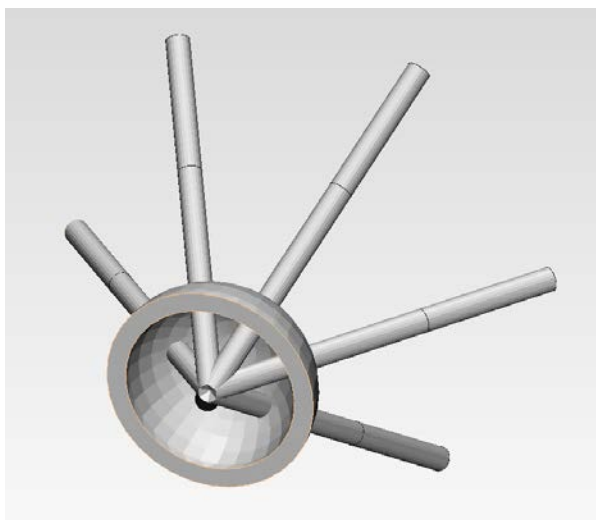


Рисунок 15. Трехмерная модель серийного вертлужного компонента Zimmer Trilogy 44 мм

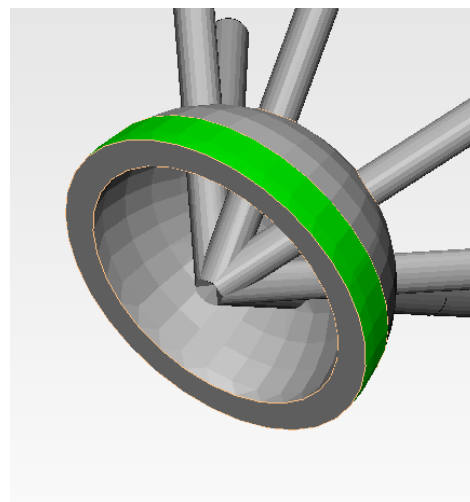


Рисунок 16. Край вертлужного компонента шириной 6 мм выделен цветом, разделен на два равных участка

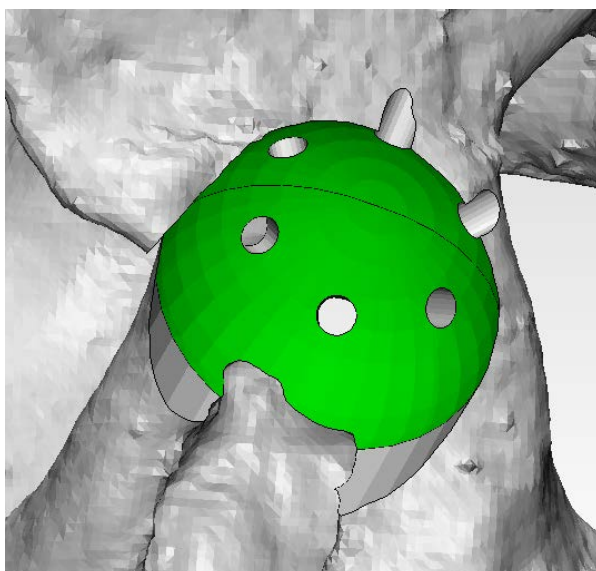


Рисунок 17. Оценка площади контакта с костью (выделена зеленым), разделена на два равных участка с целью отдельной оценки контакта в нагружаемой и нижней половинах вертлужного компонента

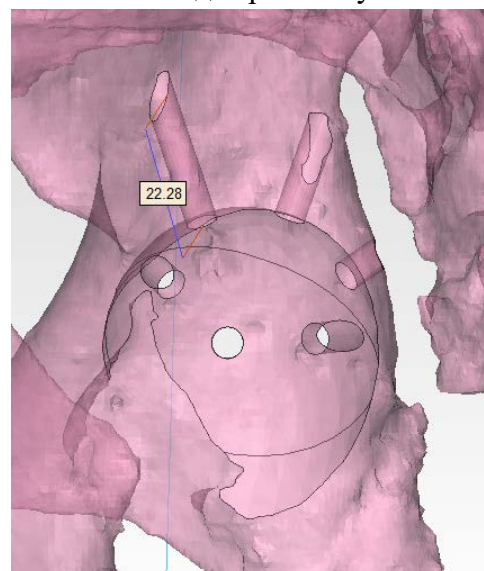


Рисунок 18. Оценка протяженности (выполнено измерение) и количества винтов длиной более 15 мм

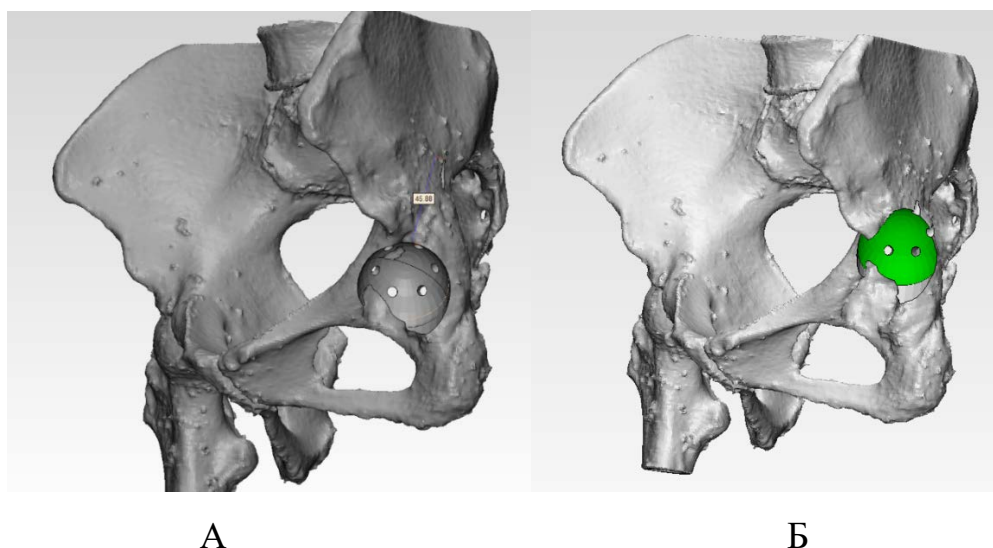


Рисунок 19. Трехмерная модель таза: компонент находится в анатомическом положении (А); в положении краниального смещения на 25 мм (Б). Промежуточные позиции 5, 10, 15 мм не отображены

2.5 Трехмерная визуализация

Получение точной виртуальной модели костей таза и прочих анатомических структур, например сосудов, выполняют на основании компьютерной томографии. Для обеспечения необходимой точности трехмерных моделей и оптимизации процесса обработки срезов томограмм и сегментирования анатомических структур, т. е. выделения желаемых анатомических структур для их трехмерной визуализации, томография должна соответствовать ряду требований. Схематично процесс трехмерной визуализации представлен на рисунке 20.

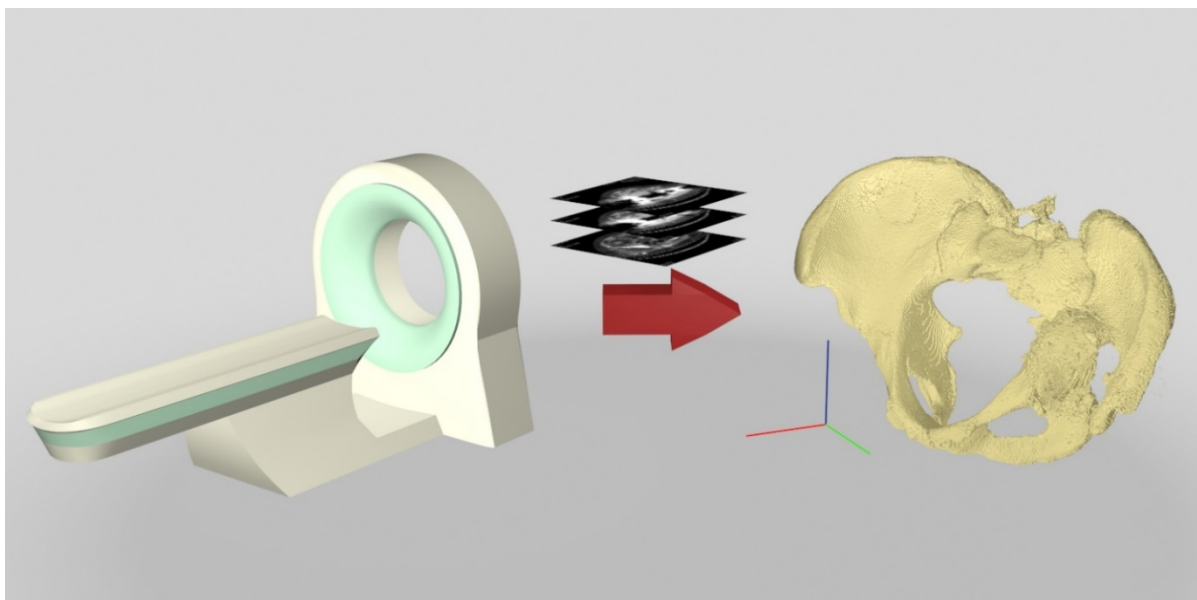


Рисунок 20. Схематичное представление построения 3D модели на основании КТ

Требования к томографии

Нами были использованы томографии с шагом 0,5 или 1 мм в зависимости от томографа, на котором было выполнено исследование. В распоряжении клиники было два томографа – Toshiba Aquilon Prime и Siemens Zomato Definition, на каждом из которых были выполнены томографии.

Отсутствие артефактов либо их минимальное проявление также является необходимым условием получения качественного и точного трехмерного изображения анатомических структур.

КТ-артефакты

КТ-артефакт – это ошибка или искажение изображения среза. Выделяют различные типы артефактов [Al-Shakhray I., Al-Obaidi T., 2003].

По типу происхождения:

- Связанные с особенностями работы оборудования (аппаратные):
 - кольцевидные артефакты,
 - мусорный шум,
 - повышение жесткости пучка и рассеивание,
 - спиральные артефакты,
 - металлические артефакты.

- Связанные непосредственно с пациентом:
 - артефакты движения,
 - анатомические структуры схожие по плотности с костью.

Наиболее частыми артефактами, возникающими при сегментировании КТ-срезов пациентов ортопедического профиля, являются металлические артефакты (рис. 21), наличие которых проявляется дефектами трехмерной модели, выстраиваемой на основании такой томографии (рис. 22).

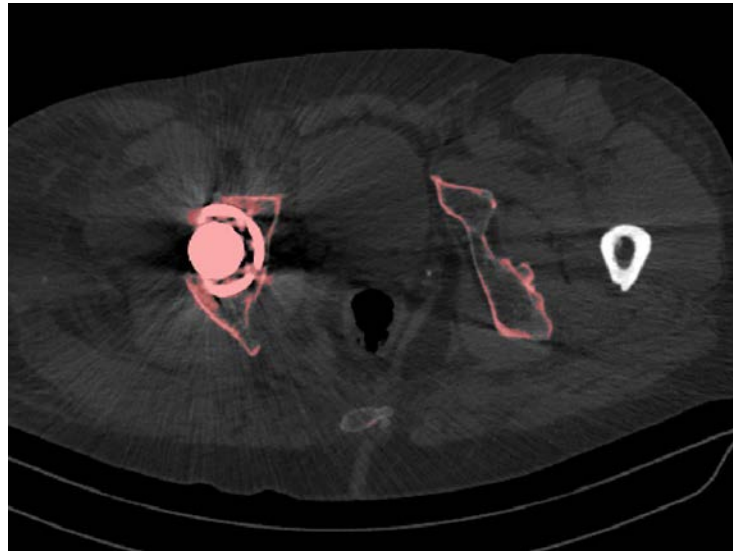


Рисунок 21. Металлические артефакты в результате наличия имплантата в области контрлатерального сустава вызывают разрывы маски при сегментировании

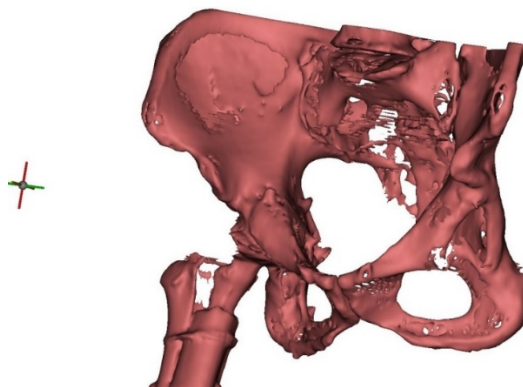


Рисунок 22. Результат трехмерной визуализации без подавления артефактов, видны разрывы трехмерной модели костей таза

Алгоритм подавления металлических артефактов

В зависимости от наличия или отсутствия металлических имплантатов в области костей таза или канале бедра может быть использован протокол подавления металлических артефактов (MARS) для повышения точности сегментирования. Особенностью данной технологии является большая лучевая нагрузка при исследовании.

Построение трехмерной модели

Полученные на томографе срезы, хранящиеся в DICOM файлах, поступали в обработку на специальном программном обеспечении. Для построения трехмерных моделей анатомических структур было использовано программное обеспечение Materialist Mimics 21.

Путем сегментирования – процедуры выделения на плоскостных срезах конкретных областей, необходимых для трехмерной визуализации анатомической структуры, обеспечивалась визуализация конкретной анатомической структуры. В нашей работе областями интереса сегментирования являлись кости таза. Результат сегментирования представлен на рисунке 23.

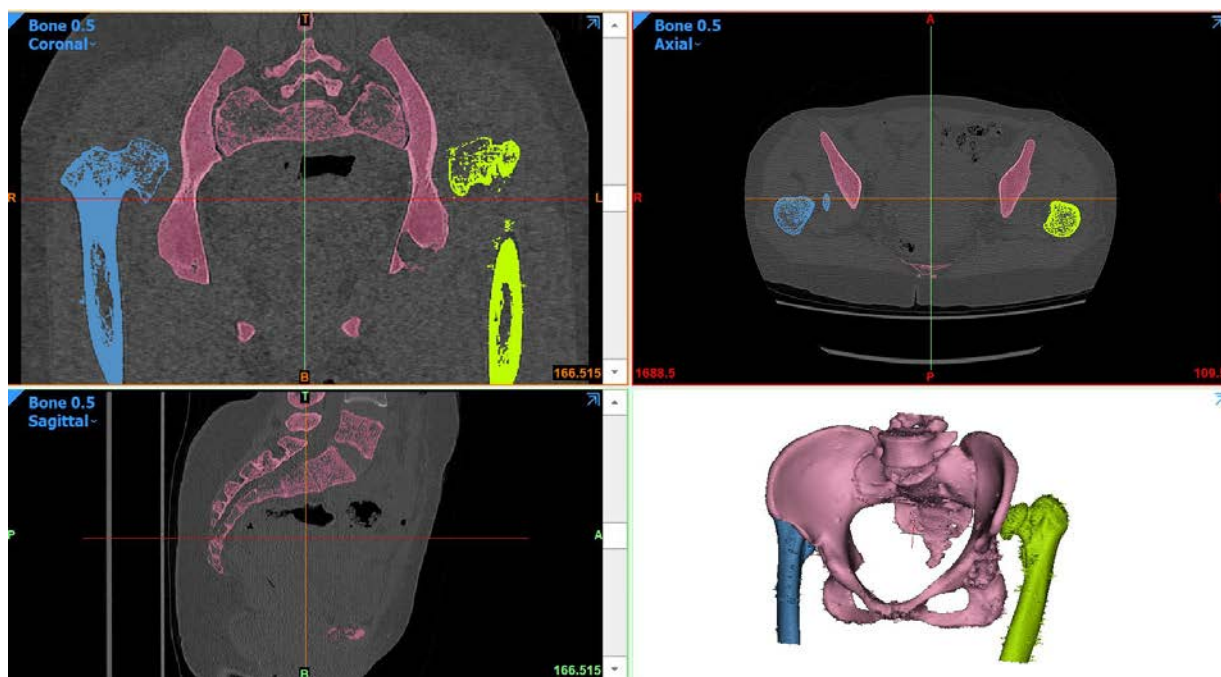


Рисунок 23. Срезы с выделенными анатомическими структурами и построенная на основании выделения трехмерная модель

Полученные при сегментировании трехмерные анатомические модели впоследствии были сохранены в формате STL. Файлы данного формата позволяют либо осуществлять печать пластиковых прототипов с применением 3D принтера, либо могут быть использованы для дальнейшей разработки индивидуальных ацетабулярных компонентов.

Прототипирование и 3D-печать

Прототипирование в рамках нашей работы предполагало получение пластиковой анатомической модели костей таза (рис. 24) и пластиковых макетов индивидуальных ацетабулярных компонентов эндопротеза.

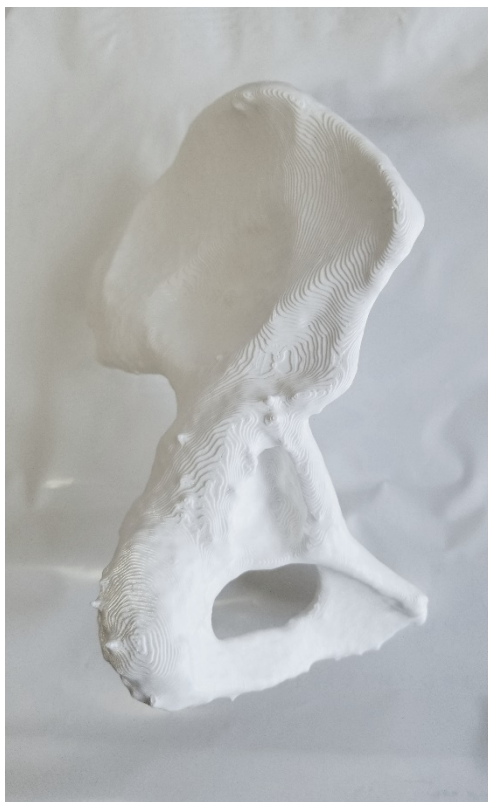


Рисунок 24. Пластиковая модель подвздошной, лонной и седалищной костей правой половины таза, отпечатанная на 3D принтере

Для прототипирования была использована аддитивная технология, предполагающая послойное добавление предварительно расплавленного материала, именуемая FDM (filament direct melting – прямое расплавление прутка).

В нашей работе был использован 3D принтер Ultimaker 2+ с картезианской системой координат, произведенный в Нидерландах. Размер рабочей камеры

принтера составил 223x223x205 мм, что позволяло целиком печатать прототипы имплантата и половину стороны модели костей таза соответствующей стороне операции. Высота шага при выращивании прототипов по оси Z составляла 0,3 мм, а диаметр просвета сопла – 0,6 мм. Данные настройки позволяли оптимизировать количество времени для трехмерной печати прототипов, при этом сохраняя их высокую точность.

В качестве материала для трехмерной печати нами был использован PLA пластик, представляющий собой полимолочную кислоту. Пластиковый пруток диаметром 2,85 мм, намотанный на катушку, установленную на кронштейн позади принтера, подавался во время печати в нагревательную камеру, а далее выдавливался через сопло в рабочую камеру 3D принтера. Предпочтение именно этому материалу было отдано в виду почти полного отсутствия усадки при остывании, что значительно упрощает 3D печать.

2.6 Индивидуальные ацетабулярные компоненты

Разработка и применение индивидуальных ацетабулярных компонентов, использованных в нашем исследовании, проводилась в рамках Клинической апробации по теме 2017-3-3, утвержденной Министерством Здравоохранения Российской Федерации.

Индивидуальные вертлужные имплантаты – это изделия, учитывающие измененную анатомию вертлужной области и разработанные в соответствии с анатомическими особенностями каждого пациента.

Полученные на первом этапе в результате компьютерной томографии костей таза пациента DICOM файлы поступают в обработку. Для получения трёхмерной модели костей таза, необходимой для начала проектирования имплантата, выполняют сегментирование – разделение зоны интереса от остальных анатомических структур, представленных на КТ. Полученная в результате сегментирования томографии трёхмерная модель костей таза представляет собой основу, относительно которой будет выполнено проектирование имплантата.

На следующем этапе физический прототип трехмерной модели таза воспроизводят на 3D принтере для получения наглядного представления о фактическом размере костей и взаимоотношения анатомических структур. Трехмерная виртуальная модель костей таза, наряду с полученной пластиковой моделью в натуральную величину с точностью до 1 мм, является основой для предоперационного планирования. Схематично шаги разработки индивидуальных ацетабулярных компонентов представлены на рисунке 25.



Рисунок 25. Схематичное изображение этапов разработки индивидуального имплантата

Планирование начинается с позиционирования центра ротации в желаемом положении. При выборе анатомического позиционирования ориентиром для расположения центра ротации является область задней стенки естественной вертлужной впадины. Одновременно с этим учитывают взаимоотношение переднего края вертлужной впадины и полусферы будущего компонента, чтобы оставить достаточный запас передней стенки. Это достигается за счет выставления необходимой антеверсии и инклинации полусферической части имплантата.

На основании оценки массива кости выполняют позиционирование винтов для дополнительной фиксации индивидуального компонента (рис. 26). До

окончательного проектирования все этапы проектирования согласуются с хирургом, который будет проводить имплантацию компонента.

На основании желаемого направления и количества винтов для обеспечения минимально необходимого размера компонента формируют фланцы, несущие в себе винтовые отверстия (рис. 28). Такая модель является готовым для печати из титанового материала файлом, которая в формате STL передается на производство.

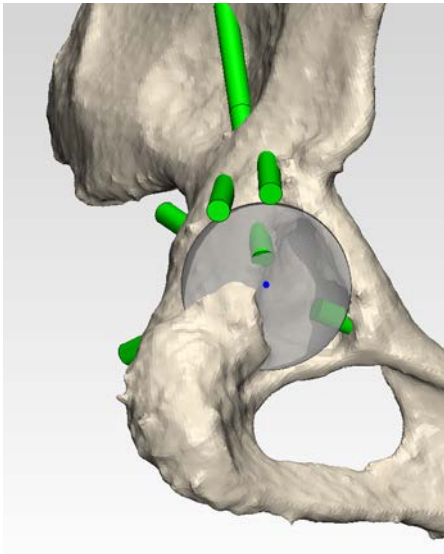


Рисунок 26. Позиционирование центра ротации, планирование направления проведения винтов

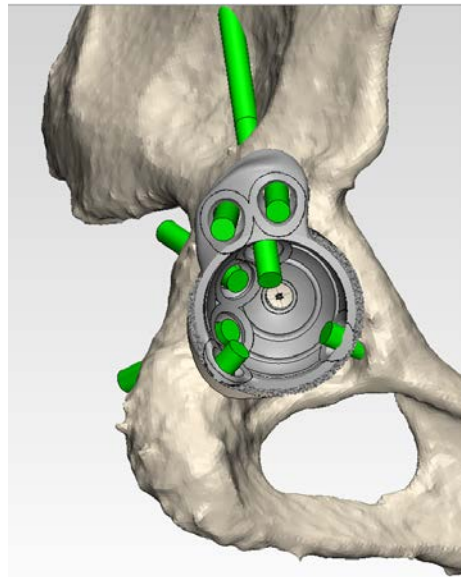


Рисунок 27. Окончательный вариант модели индивидуального компонента



Рисунок 28. Пример готового изделия из титанового порошка

У окончательной модели можно выделить несколько элементов (рис. 28). Полусферическая часть, несущая пару трения и один или несколько фланцев и пористая структура. Подвздошный фланец изделий призван не только предотвратить возможную ротацию, но и облегчить позиционирование компонента при помощи интраоперационных направителей. Все поверхности имплантата, контактирующие с костью, имеют пористое покрытие, обеспечивающее остеоинтеграцию.

Важным элементом при использовании индивидуальных направителей являются направители, которые призваны обеспечить установку индивидуального имплантата в запланированную позицию (рис. 29, 30). Принцип применения основан на закреплении направителей на костных ориентирах таза и определении по границам направителя объема кости, подлежащей удалению при обработке фрезой. При использовании данных направителей хирург имеет возможность пошагово следовать предоперационному плану.



Рисунок 29. Индивидуальный направитель на модели вертлужной впадины



Рисунок 30. Индивидуальный направитель, используемый интраоперационно

Стерилизация изделий, полученных путем 3D печати, осуществлялась с использованием различных технологий в зависимости от материала,

использованного при печати. Металлические изделия проходили автоклавирование, а пластиковые – низкотемпературную стерилизацию в устройстве Sterrad.

2.7 Клиническая характеристика группы пациентов с индивидуальными ацетабулярными компонентами

2.7.1 Клиническая характеристика

Группа индивидуальных ацетабулярных компонентов представлена 57 пациентами и 61 суставом. Данным пациентам было выполнено тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с анатомическим позиционированием вертлужного компонента согласно планированию и выполнению укорачивающей остеотомии по Raavilainen. Количество женщин значительно преобладало над количеством мужчин (рис. 31).

Среди 61 сустава 52 (85%) были представлены дисплазией типа C2 и 9 (15%) дисплазией C1 (рис 32).

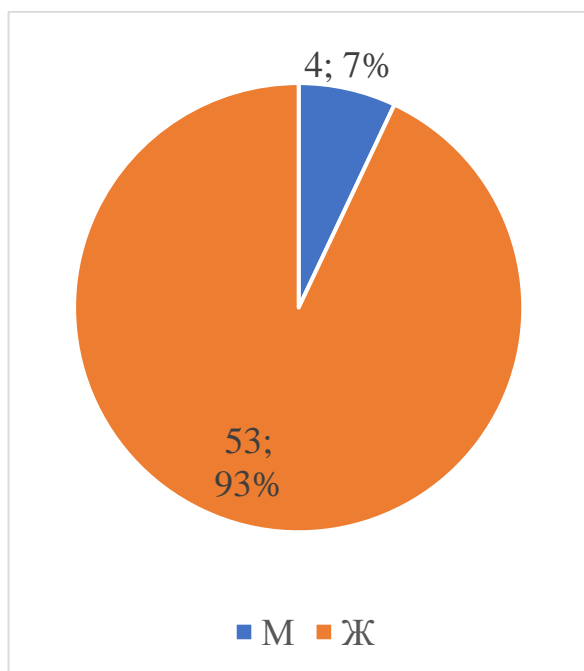


Рисунок 31. Соотношение мужчин и женщин в группе индивидуальных имплантатов

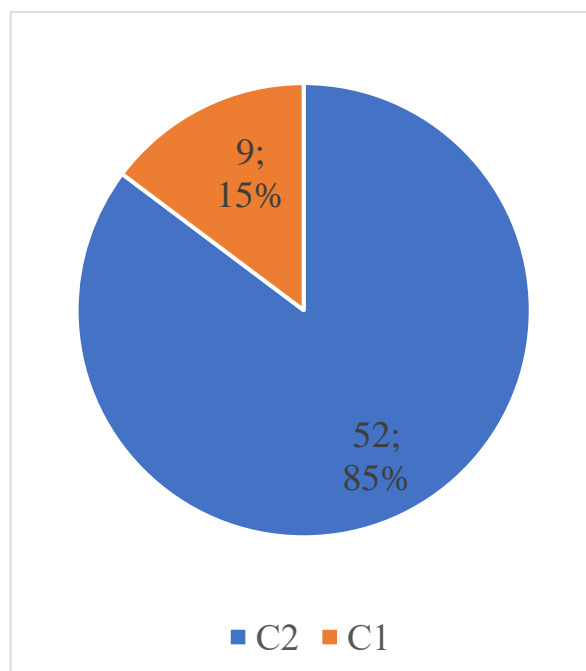


Рисунок 32. Соотношение типов C1 и C2 в группе индивидуальных имплантатов

Средний срок наблюдения для группы индивидуальных имплантатов составил 14,9 (ДИ 95% от 12,8 до 17,1) месяцев (рис. 33).

Средний возраст пациентов на момент операции в группе индивидуальных имплантатов – 50,4 (ДИ 95% от 47,3 до 53,6) лет (рис. 34).

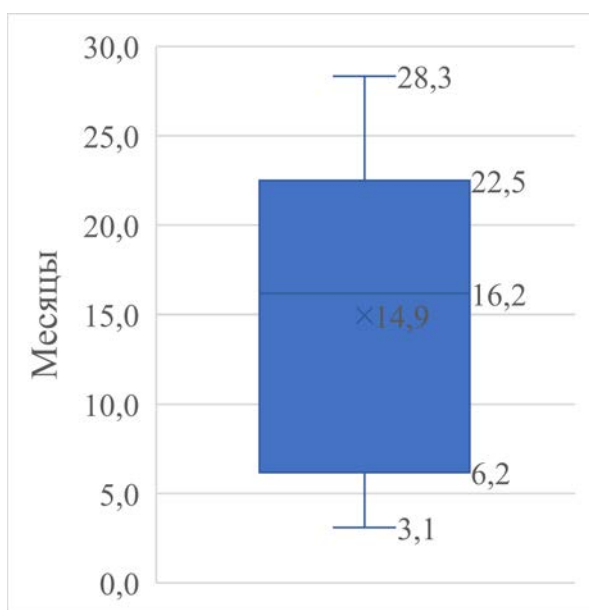


Рисунок 33. Срок наблюдения в группе индивидуальных компонентов

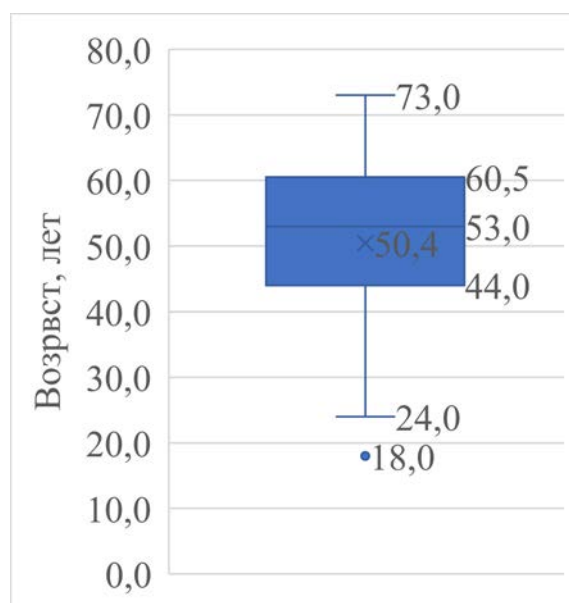


Рисунок 34. Возраст пациентов проспективной группы

2.7.2 Оценка позиционирования индивидуальных ацетабулярных компонентов

Для оценки точности послеоперационного позиционирования индивидуальных ацетабулярных компонентов было использовано расстояние между фактическим центром ротации имплантированного компонента и запланированным центром ротации по трем направлениям – в передне-заднем направлении, верхне-нижнем и медиально-латеральном, где смещение вверх, латерально или вперед считалось смещением с положительным знаком, а смещение вниз, назад и медиально – с отрицательным. (рис. 35, 36).



Рисунок 35. Измерения в медиально-латеральном и в верхне-нижнем направлениях

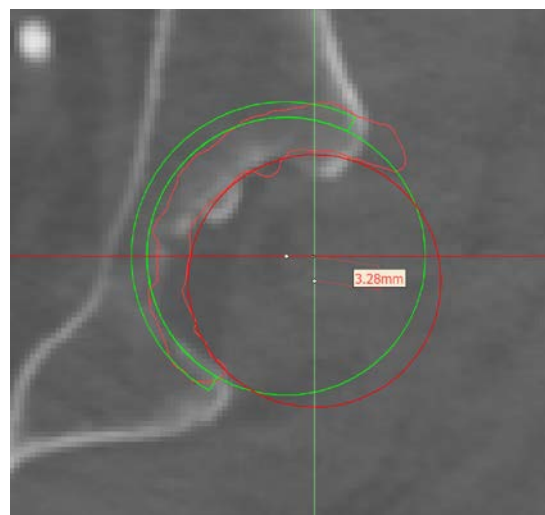


Рисунок 36. Измерения в задне-переднем направлении

Для фиксирования этих рентгенометрических данных было выполнено сопоставление предоперационных трехмерных моделей костей таза и вертлужного компонента с таковыми при трехмерной послеоперационной реконструкции (рис. 37, 38, 39).

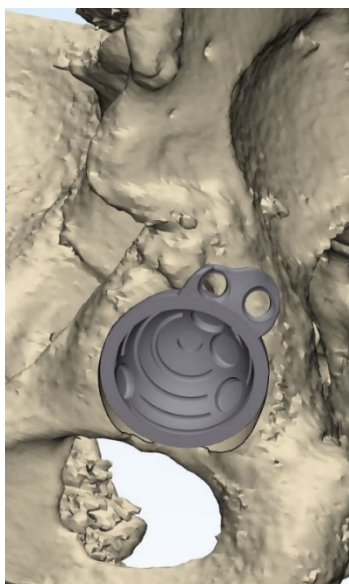


Рисунок 37. Предоперационная ацетабулярная область и запланированная позиция имплантата

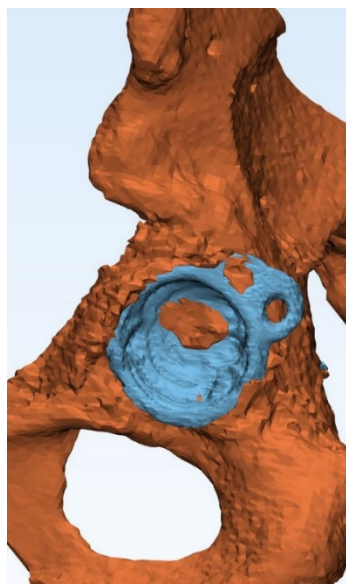


Рисунок 38. Послеоперационная ацетабулярная область и запланированная позиция имплантата

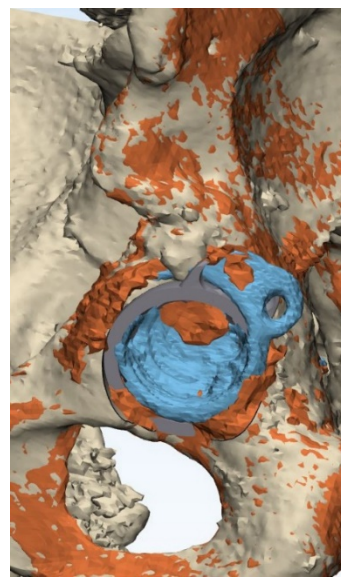


Рисунок 39. Сопоставленные модели реконструкции предоперационной и послеоперационной томограмм

На основании послеоперационной томографии для каждого случая была построена трехмерная модель вертлужной области лонной и седалищной костей и нижняя часть подвздошной с имплантированным ацетабулярным компонентом. В области купола установленного индивидуального ацетабулярного компонента была вписана сфера. То же самое было сделано и для предоперационной модели имплантата, в его полусферическую часть по четырем точкам была вписана сфера. Центр ротации предоперационной сферы был принят за исходную позицию.

Для учета отклонения от запланированной позиции были измерены расстояния по осям X, Y и Z между центром сферы, вписанной в запланированную позицию, и центром сферы, вписанной в фактически установленный ацетабулярный компонент.

2.8 Оценка функционального состояния суставов в клинических группах и данные медицинской документации

Оценка функционального состояния оперированных суставов производилась на основании опросника Oxford Hip Score. Реализация опроса осуществлялась тремя путями: заполнением бумажной версии опросника (рис. 40); через интернет-форму; посредством телефонного интервьюирования.

ПОЖАЛУЙСТА, ВЕРНИТЕ ЗАПОЛНЕННУЮ АНКЕТУ НА ПОСТ
Тел: _____ Дата _____ 201__ Ф.И.О. _____
Оxford Hip Score

Проблемы с Вашим тазобедренным суставом. Ометьте галочкой (X) один квадратик для каждого вопроса.

В течение прошедших 4 недель...

Правая нога

1) Как бы Вы описали боль, которую Вы обычно испытываете из-за Вашего тазобедренного сустава?

Боль не было Очень слабая Слабая Умеренная Сильная

2) Испытывали ли Вы какие-либо затруднения при мытье и вытирании (жесте тела) из-за проблем с тазобедренным суставом?

Никаких затруднений Незначительные затруднения Умеренные затруднения Чрезвычайные затруднения Невозможно осуществить

3) Испытывали ли Вы какие-либо затруднения при посадке в машину и выходе из машины или при пользовании общественным транспортом (в зависимости от того, чем Вы чаще пользуетесь) из-за проблем с тазобедренным суставом?

Никаких затруднений Незначительные затруднения Умеренные затруднения Чрезвычайные затруднения Невозможно осуществить

4) Были ли Вы в состоянии надевать носки, чулки или колготки?

Да, с легкостью С небольшими затруднениями С умеренными затруднениями С чрезвычайными затруднениями Нет, это было невозможно

5) Могли ли Вы самостоятельно делать покупки для дома?

Да, с легкостью С небольшими затруднениями С умеренными затруднениями С чрезвычайными затруднениями Нет, это было невозможно

6) Как долго Вы могли ходить (с палочкой или без) пока боль из-за Вашего тазобедренного сустава не становилась сильной?

Боль не было/ Больше 30 минут От 16 до 30 минут От 5 до 15 минут Только по дому Нисколько/ сильная боль при ходьбе

7) Были ли Вы в состоянии подняться на один лестничный пролет?

Да, с легкостью С небольшими затруднениями С умеренными затруднениями С чрезвычайными затруднениями Нет, это было невозможно

8) Насколько больно было Вам вставать со стула после приема пищи (сидя за столом) из-за проблем с тазобедренным суставом?

Совсем не больно Слегка больно Умеренно больно Очень больно Невозможно

9) Хромали ли Вы при ходьбе из-за проблем с тазобедренным суставом?

Редко/ никогда Только в начале Часто, не только в начале Больную часть времени Нет, это было невозможно

10) Ощущали ли Вы из-за пораженного тазобедренного сустава какую-либо внезапную сильную боль - "стрельющую", "молниевую" или "скачку"?

Ни в один из дней Только 1 или 2 дня В некоторые дни В большую часть дней Каждый день

11) Насколько боль в из-за тазобедренного сустава мешала Вам выполнять Вашу обычную работу (в том числе домашнюю работу)?

Нисколько Немного Умеренно Сильно Полностью

12) Беспокоила ли Вас боль из-за тазобедренного сустава ночью в постели?

Ни в одну из ночей Только 1 или 2 ночи В некоторые ночи В большую часть ночей Каждую ночь

Было ли Вам трудно отвечать на вопросы анкеты? нет да

Пожалуйста, убедитесь в том, что вы ответили на каждый вопрос. Большое спасибо.

Дата _____ 201__ Ф.И.О. _____

В течение прошедших 4 недель...

Левая нога

1) Как бы Вы описали боль, которую Вы обычно испытываете из-за Вашего тазобедренного сустава?

Боль не было Очень слабая Слабая Умеренная Сильная

2) Испытывали ли Вы какие-либо затруднения при мытье и вытирании (жесте тела) из-за проблем с тазобедренным суставом?

Никаких затруднений Незначительные затруднения Умеренные затруднения Чрезвычайные затруднения Невозможно осуществить

3) Испытывали ли Вы какие-либо затруднения при посадке в машину и выходе из машины или при пользовании общественным транспортом (в зависимости от того, чем Вы чаще пользуетесь) из-за проблем с тазобедренным суставом?

Никаких затруднений Незначительные затруднения Умеренные затруднения Чрезвычайные затруднения Невозможно осуществить

4) Были ли Вы в состоянии надевать носки, чулки или колготки?

Да, с легкостью С небольшими затруднениями С умеренными затруднениями С чрезвычайными затруднениями Нет, это было невозможно

5) Могли ли Вы самостоятельно делать покупки для дома?

Да, с легкостью С небольшими затруднениями С умеренными затруднениями С чрезвычайными затруднениями Нет, это было невозможно

6) Как долго Вы могли ходить (с палочкой или без) пока боль из-за Вашего тазобедренного сустава не становилась сильной?

Боль не было/ Больше 30 минут От 16 до 30 минут От 5 до 15 минут Только по дому Нисколько/ сильная боль при ходьбе

7) Были ли Вы в состоянии подняться на один лестничный пролет?

Да, с легкостью С небольшими затруднениями С умеренными затруднениями С чрезвычайными затруднениями Нет, это было невозможно

8) Насколько больно было Вам вставать со стула после приема пищи (сидя за столом) из-за проблем с тазобедренным суставом?

Совсем не больно Слегка больно Умеренно больно Очень больно Невозможно

9) Хромали ли Вы при ходьбе из-за проблем с тазобедренным суставом?

Редко/ никогда Только в начале Часто, не только в начале Больную часть времени Нет, это было невозможно

10) Ощущали ли Вы из-за пораженного тазобедренного сустава какую-либо внезапную сильную боль - "стрельющую", "молниевую" или "скачку"?

Ни в один из дней Только 1 или 2 дня В некоторые дни В большую часть дней Каждый день

11) Насколько боль в из-за тазобедренного сустава мешала Вам выполнять Вашу обычную работу (в том числе домашнюю работу)?

Нисколько Немного Умеренно Сильно Полностью

12) Беспокоила ли Вас боль из-за тазобедренного сустава ночью в постели?

Ни в одну из ночей Только 1 или 2 ночи В некоторые ночи В большую часть ночей Каждую ночь

Было ли Вам трудно отвечать на вопросы анкеты? нет да

Пожалуйста, убедитесь в том, что вы ответили на каждый вопрос. Большое спасибо.

Рисунок 40. Печатный вариант опросника

В первом случае распечатанный на листе формата А4 опросник был выдан пациентам для самостоятельного заполнения.

Во втором случае опросник был реализован через Интернет-сайт. При этом ссылку на опросник высылали на телефон или электронную почту. При опросе через сайт сами вопросы, их структура и количество не отличались от таковых в бумажной версии опросника.

В третьем случае опросник заполнял интервьюер через сайт на основании ответов, полученных у респондента по телефону.

Опросник содержал стандартные вопросы шкалы, но особенностью нашего исследования было то, что нижние конечности оценивались по отдельности. Сначала пациенты отвечали про свою правую нижнюю конечность, а потом – про левую. Это было сделано с целью увеличения точности оценки функции для каждой конечности, т.к. некоторые пациенты перенесли билатеральное вмешательство, а ряд пациентов при билатеральном процессе только ожидал предстоящую операцию с противоположной стороны.

При подсчете баллов опросника было решено начислять от 1 до 5 баллов для каждого из 12 вопросов в зависимости от ответа. Таким образом пациент мог набрать от 12 до 60 баллов, где 12 баллов – это выраженная патология, а 60 — это отличное состояние сустава.

По данным медицинской документации на основании актов об имплантации выполнен подсчет количества и определение длины винтов, использованных для дополнительной винтовой фиксации ацетабулярного компонента.

2.9 Хирургическая техника

При выполнении операций в зависимости от протяженности расстояния низведения бедренной кости был использован либо доступ по Хардингу со стандартной техникой эндопротезирования тазобедренного сустава, когда низведение не превышало 3,5 см, либо задний доступ в сочетании с остеотомией, когда расстояние низведения превышало 3,5 см.

2.9.1 Хирургический доступ

При стандартной технике с доступом по Хардингу операции были выполнены в положении пациента на боку. При данной технике выполнялось отсечение передненижней части средней ягодичной мышцы, крепящейся к передней поверхности большого вертела, которая впоследствии отводилась в сторону. После этого визуализированная капсула рассекалась, и производился опил шейки. В случаях, когда была запланирована укорачивающая остеотомия бедренной кости, также в положении пациента на боку был использован задний доступ. В данном случае средняя ягодичная мышца оставалась интактной. А головка для выполнения остеотомии выводилась через разрез в задней области капсулы сустава.

2.9.2 Имплантация вертлужного компонента

После визуализации диспластичной вертлужной впадины выполнялась интраоперационная оценка передней и задней стенок последней. Выполнялась визуализация седалищной и лонной костей для точного определения пределов диспластичной вертлужной впадины. Проекция центра установки фрезы при обработке вертлужной впадины при анатомическом позиционировании находилась в области задней стенки [Yoshitani J. et al., 2019]. Такая техника позволяла избежать выработки передней стенки и разместить вертлужный компонент в зоне наибольшего костного массива. После достижения тугой посадки серийного ацетабулярного компонента выполнялась дополнительная винтовая фиксация.

2.9.3 Укорачивающая остеотомия

При анатомическом позиционировании вертлужного компонента вправление головки бедренного компонента из-за натяжения аддукторов и сгибателей бедра или невозможно, или сопряжено с высоким риском осложнений, что приводило к необходимости использования укорачивающей остеотомии. Укорачивающая остеотомия проводилась по модифицированной технике Raavilainen [Raavilainen T., Hoikka V., Solonen K., 1990].

Первым этапом выполняется поперечная остеотомия бедренной кости в проекции запланированного центра ротации искусственного сустава. Проксимальную часть бедренной кости мобилизуют и, удерживая костными щипцами, выполняют продольную остеотомию и удаление ее медиальной части (рис. 41). После обработки канала бедренной кости развертками и имплантации конического бедренного компонента эндопротеза выполняют низведение большого вертела с прикрепляющимися к нему мышцами (рис. 42).

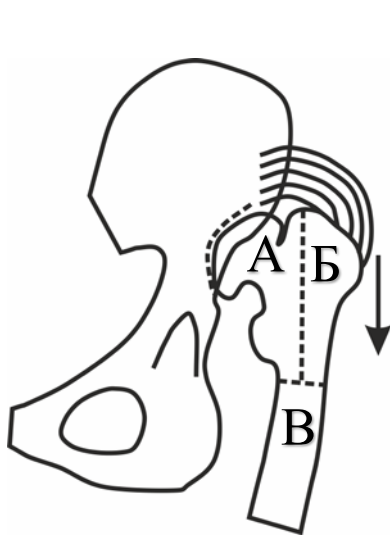


Рисунок 41. Схема укорачивающей остеотомии. Фрагменты А, Б и В

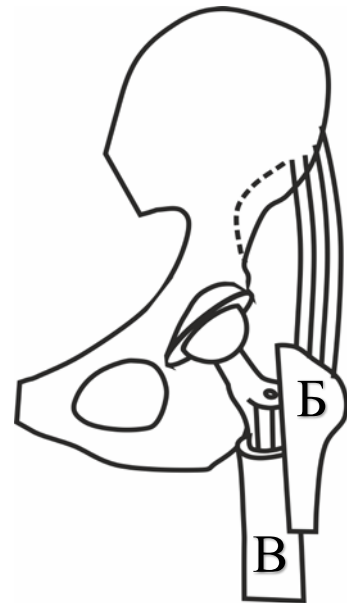


Рисунок 42. Низведение большого вертела Б с прикрепляющимися к нему мышцами

Для обеспечения оптимальной протяженности перекрытия большого вертела и адаптации большого вертела в случаях необходимости выполняют дополнительную мобилизацию проксимального фрагмента.

После низведения и адаптации большого вертела выполняют предварительную фиксацию последнего к бедренной кости проволочным серкляжом. Выполняют проверку и оценку амплитуды движений на отсутствие импинджмента большого вертела, при необходимости выполняют его моделирующую резекцию. Предварительно зафиксированный серкляжами проксимальный отдел (рис. 43) бедренной кости дополнительно фиксируют стягивающими винтами с шайбой, проведенными через большой вертел и толщу стенки диафиза бедренной кости в зоне ее перекрытия низведенным большим

вертелом. Количество используемых винтов варьирует от 1 до 3 и зависит от степени перекрытия диафиза большим вертелом и толщины стенки бедренной кости в области диафиза (рис. 44). Важной особенностью при винтовой фиксации большого вертела является либо использование стягивающих кортикальных винтов без резьбы вблизи шляпки, либо рассверливание в большом вертеле более широкого отверстия, чем резьбовая часть винта.



Рисунок 43. Предварительная фиксация
большого вертела серкляжом



Рисунок 44. Окончательная фиксация
большого вертела стягивающими винтами

2.10 Методы статистической обработки

Статистическая обработка выполнялась в программном обеспечении PAST 3.0 и Microsoft Excel. Интерпретация данных ретроспективной группы пациентов первой части работы была выполнена с применением описательной статистики. Выполнена оценка средних, максимальных и минимальных значений возраста, функциональных шкал. Для качественных параметров определялись абсолютные значения и процентные доли. Аналогичные статистические инструменты были использованы для оценки проспективной группы пациентов с индивидуальными ацетабулярными компонентами.

Для сравнения результатов опросников второй части исследования были использованы следующие статистические инструменты: коэффициент α Кронбаха для оценки коэффициента внутриклассовой корреляции, критерий Вилкоксона для

парных выборок для оценки различий, критерий Спирмена для ранговых значений для оценки корреляции. Для наглядной презентации полученных результатов и их анализа были использованы графические возможности программного пакета MS Excel. Для представления частотных характеристик признаков были построены столбиковые диаграммы. Количественные показатели для полноты описания и удобства восприятия и сравнения были представлены в форме “короб с усами” с отражением на одном поле среднего значения, ошибки среднего и стандартного отклонения рассматриваемого параметра в различных группах. Для оценки нормальности распределения данных использовались критерии Андерсон-Дарлинг, Жаку-Бера. В качестве критерия статистической значимости наблюдаемых различий использовалась общепринятая в медицине величина $p < 0,05$. При оценке средних значений был рассчитан доверительный интервал 95%.

2.11 Трехмерное моделирование динамики дополнительной винтовой фиксации

Для оценки динамики возможностей дополнительной винтовой фиксации была использована модель костей таза диспластичной вертлужной впадины типа С2. Вертлужная область была разделена на четыре части: А – верхнезаднюю, В – верхнепереднюю, С – нижнепереднюю, D – нижнезаднюю (рис. 45).

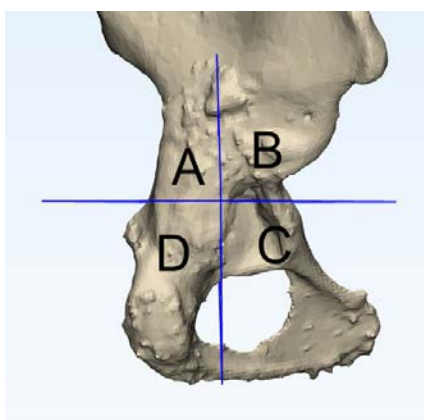


Рисунок 45. Зоны костей таза для оценки фиксации по ходу часовой стрелки А, В, С и D

Виртуальный ацетабулярный компонент, соответствующий серийному компоненту Zimmer Trilogy 44 мм, с проекциями винтов был установлен в

анатомическую позицию вертлужной области (рис. 46). После того, как виртуальный ацетабулярный компонент установлен в анатомическую позицию выполнено копирование модели в одиннадцать вариантах, каждый из которых повернут по оси вращения виртуального вертлужного компонента на 5° по часовой стрелке (рис. 47).

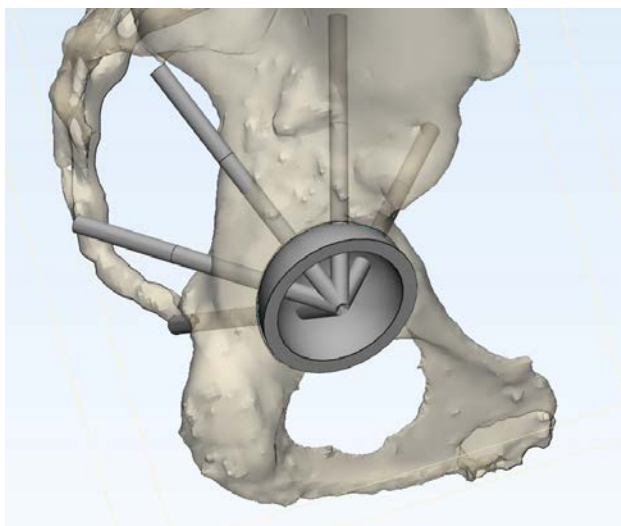


Рисунок 46. Позиционирование виртуальной модели ацетабулярного компонента размером 44 мм с 6 лучами, соответствующими направлению винтов, расположенных перпендикулярно отверстиям в куполе полусферического компонента

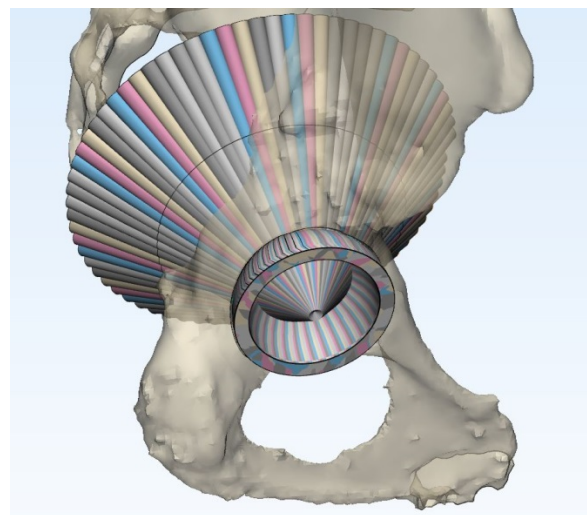


Рисунок 47. Двенадцать вариантов позиционирования вертлужного компонента представляют все возможные уникальные позиции дополнительной винтовой фиксации с шагом в 5° . Модели костей таза присвоена прозрачность

Виртуальная модель имеет 6 винтовых отверстий, расположенных равноудаленно от центра, таким образом вертлужный компонент условно представлен шестью идентичными частями протяженностью 60° . Это обусловило тот факт, что нами было кроме исходного варианта создано 11 дополнительных вариантов вертлужного компонента с шагом поворота в 5° .

Процедура создания 12 вариантов ротационного позиционирования была проделана для 5 вариантов изначальной пространственной ориентации вертлужного компонента:

- стандартное позиционирование 20° антеверсии и 40° инклинации,
- уменьшенная антеверсия: 10° антеверсии и 40° инклинации,

- увеличенная антеверсия: 30° антеверсии и 40° инклинации,
- уменьшенная инклинация: 20° антеверсии и 30° инклинации,
- увеличенная инклинация: 20° антеверсии и 50° инклинации.

Для каждого варианта позиционирования была оценена протяженность дополнительной винтовой фиксации в каждой из зон костей таза – А, В, С и D, протяженность фиксации менее 15 мм не учитывалась, т. к. согласно данным Р.А. Frandsen с соавторами [Frandsen P.A., Christoffersen H., Madsen T., 1984], длина винта менее 15 мм клинически не значима, а максимальная длина винта была принята за 60 мм, что соответствует максимальной длине серийно доступных винтов для дополнительной винтовой фиксации вертлужных компонентов предлагаемых Zimmer.

ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ

3.1 Результаты анализа ретроспективной клинической группы серийных ацетабулярных компонентов

3.1.1 Позicionирование

Средняя высота центра ротации от линии «фигуры слезы» в группе пациентов с вывихом типа С1 составила 19,6 мм (от 2 до 44 мм) (ДИ 95% от 17,5 до 21,7) а в группе С2 – 12,1 мм (рис. 48). Данные показатели статистически значимо различались $p < 0,05$.

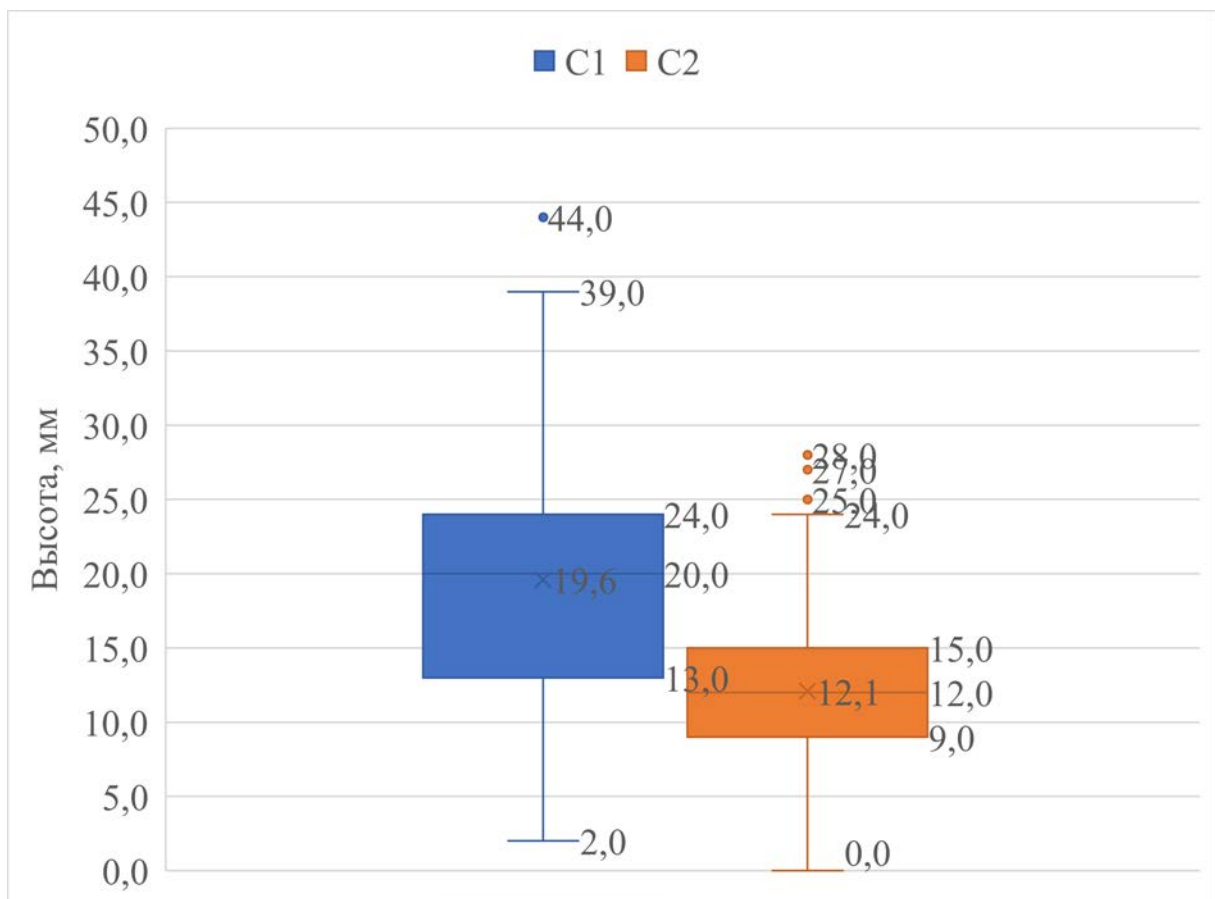


Рисунок 48. Высота центра ротации ВК от «линии фигуры слезы» в подгруппах С1 и С2 ретроспективной группы

Распределение в выборках высоты центра ротации представлено на рисунках 49 и 50.

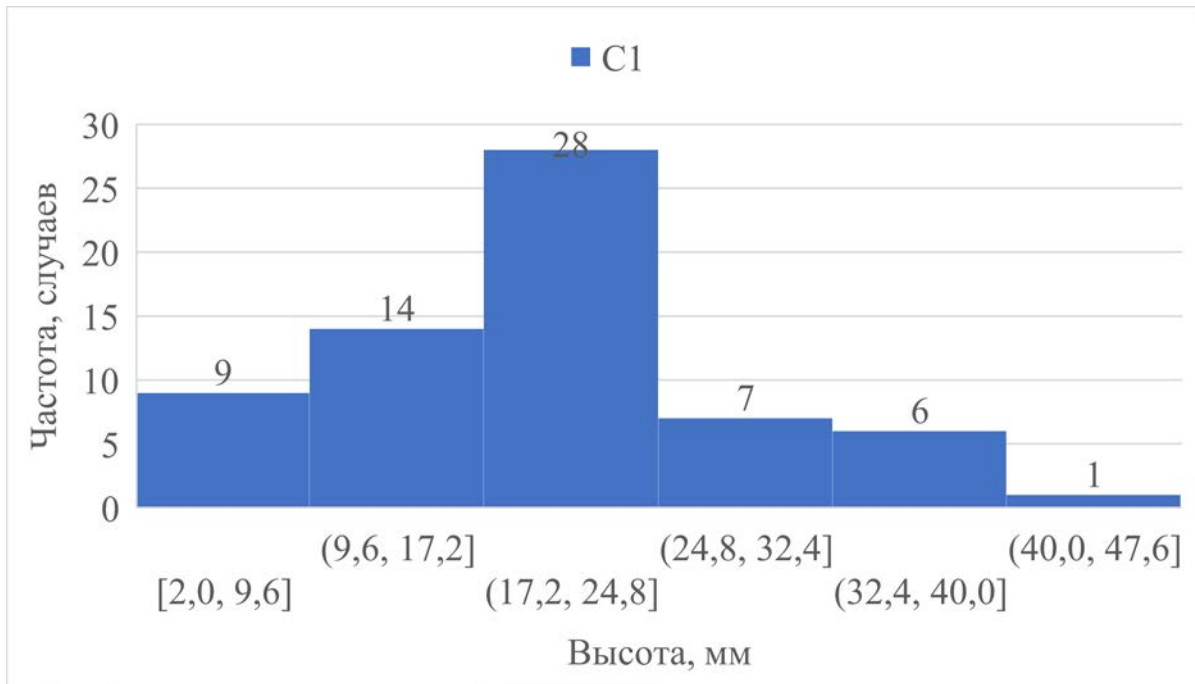


Рисунок 49. Распределение высоты центров ротации вертлужного компонента, врожденный вывих типа C1

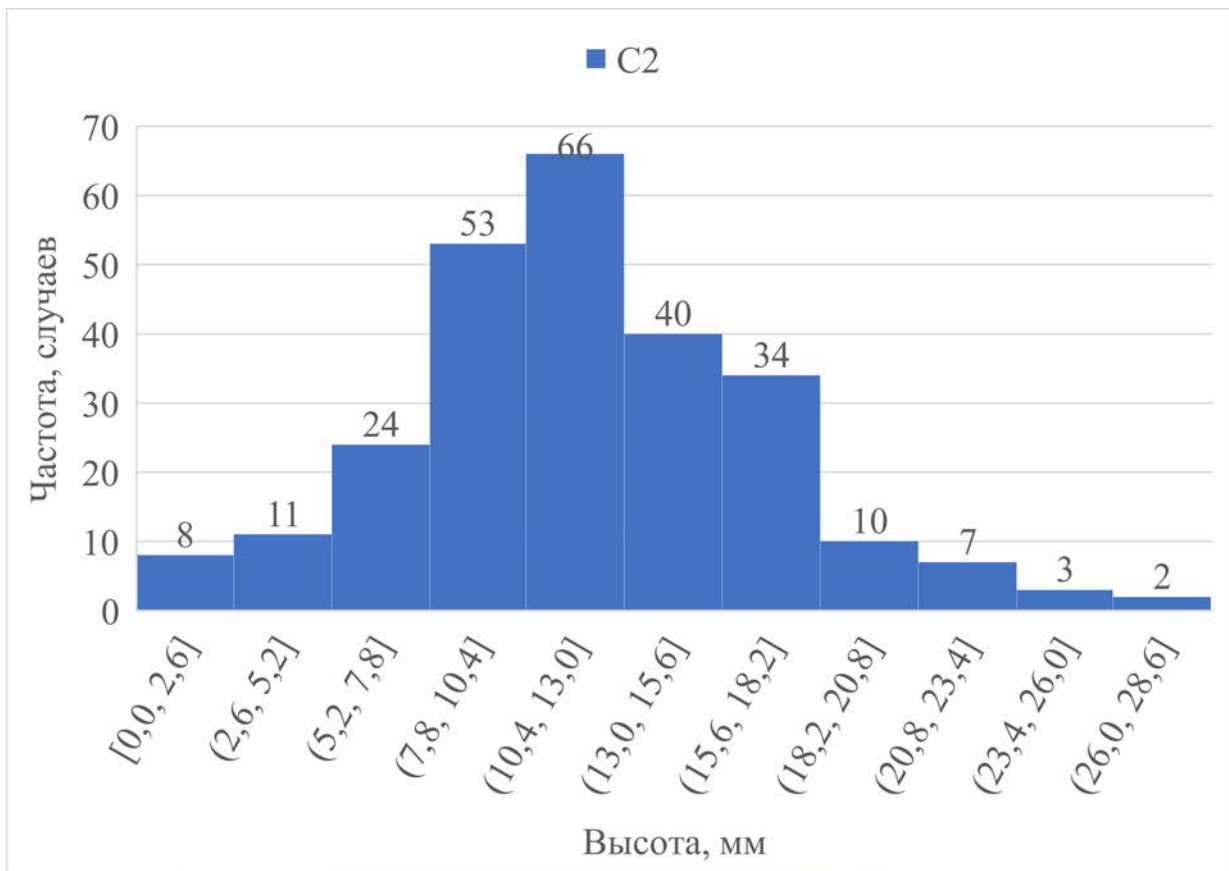


Рисунок 50. Распределение высоты центров ротации головки, врожденный вывих типа C2

Инклинация у пациентов с вывихами типов С1 и С2 составила $43,8^\circ$ для обеих подгрупп (рис. 51).

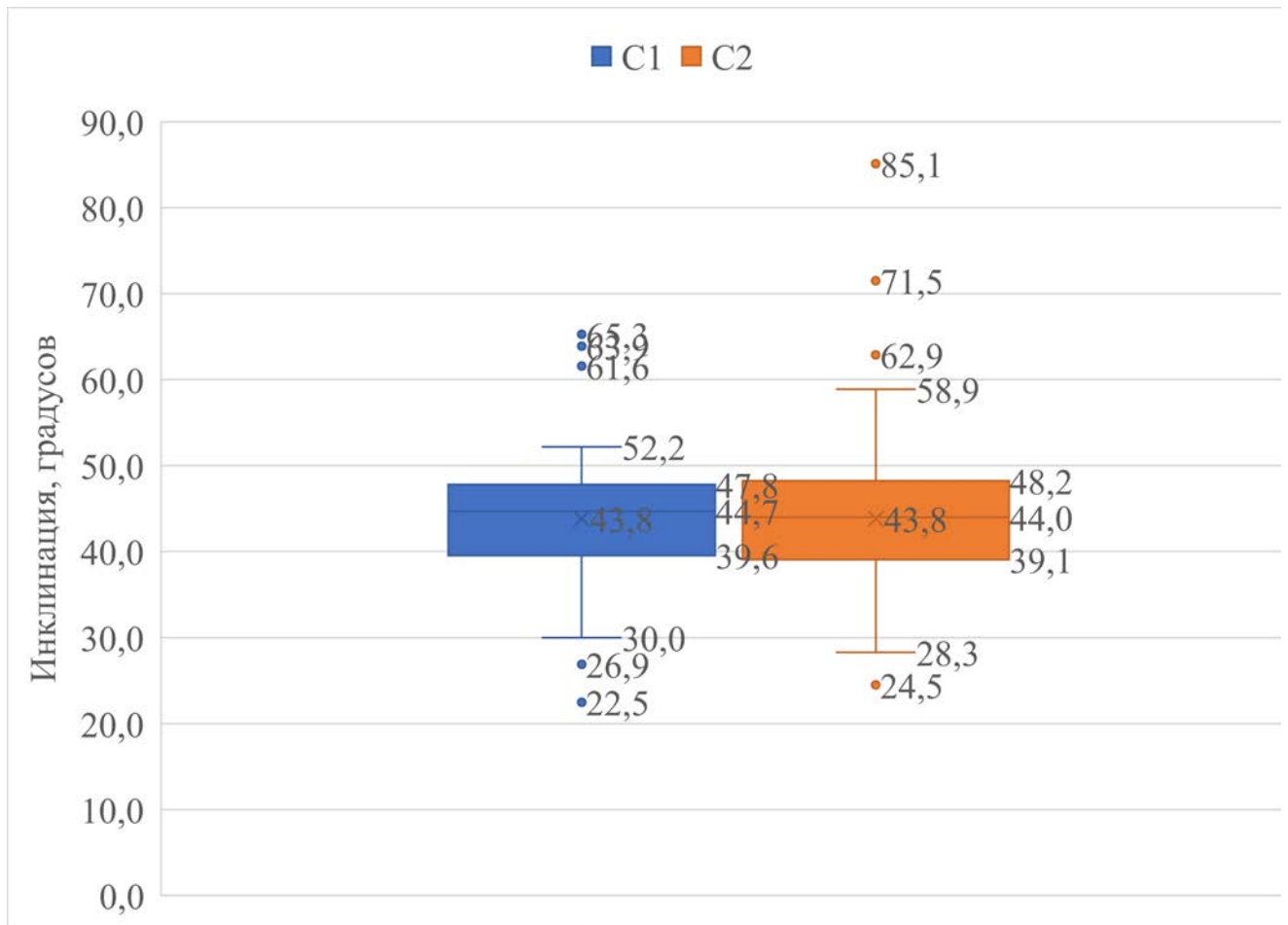


Рисунок 51. Средние значения инклинации у пациентов с серийными вертлужными компонентами для групп С1 и С2

3.1.2 Дополнительная винтовая фиксация

Среднее количество винтов, использованных для дополнительной винтовой фиксации серийных полусферических ацетабулярных компонентов, составило 2,9 (рис. 52) как для подтипа С1, так и для подтипа С2 и статистически значимо не отличалось (ДИ 95% от 2,7 до 3,2).

Средняя длина винтов (рис 53.), использованных для дополнительной винтовой фиксации серийных полусферических ацетабулярных компонентов, составила 34,0 мм (ДИ 95% от 31,7 до 36,2).

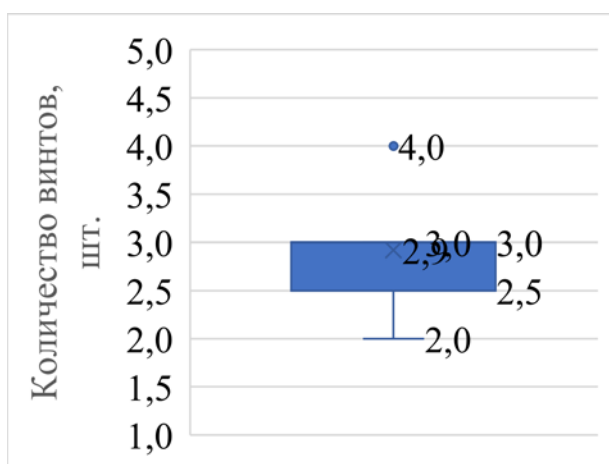


Рисунок 52. Среднее количество винтов

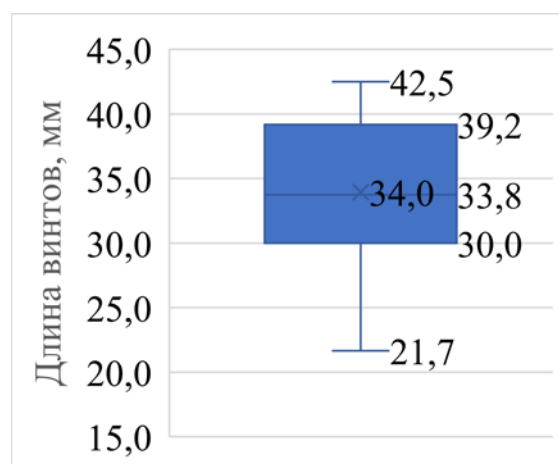


Рисунок 53. Средняя длина винтов

В 24% случаев были использованы 2 винта для фиксации вертлужного компонента, в 60% было использовано 3 винта, а 4 винта – в 16% случаев.

3.1.3 Функциональные результаты

Среднее значения по OHS для группы серийных ацетабулярных компонентов до операции составило 23,8 (ДИ 95% от 23 до 24,7) балла, а после операции – 49,9 (ДИ 95% от 48,9 до 50,8). Функциональные результаты до и после операции статистически значимо различались (рис. 54).

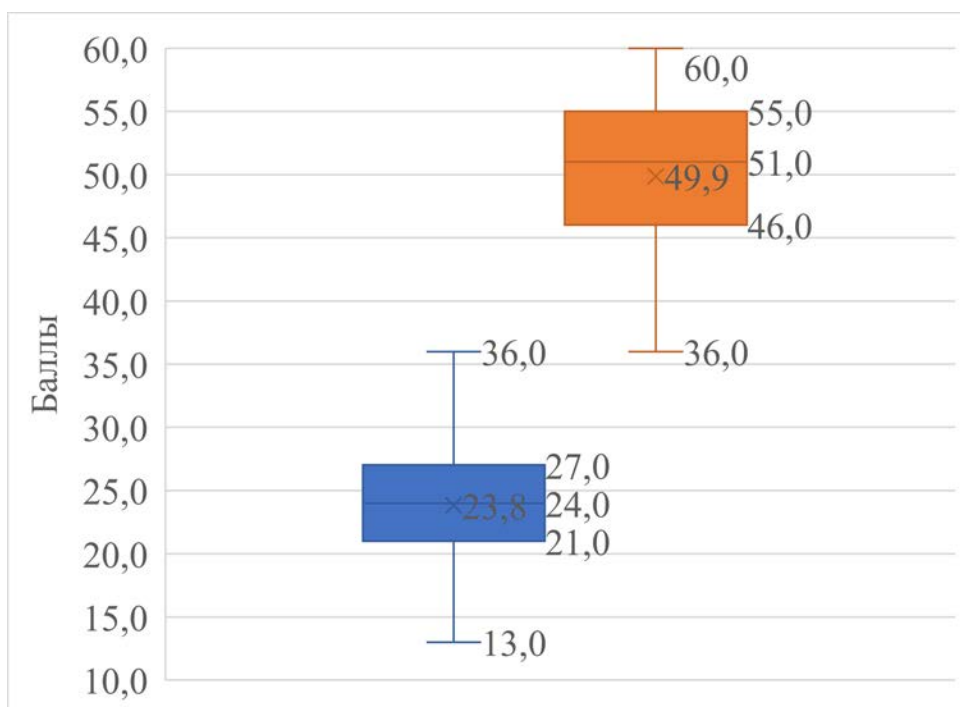


Рисунок 54. Функциональный результат OHS в группе серийных имплантатов

3.1.4 Осложнения

Данные об осложнениях в группе серийных ацетабулярных компонентов представлены в таблице 1.

Таблица 1

Частота осложнений в группе серийных ацетабулярных компонентов для С1 и С2 подтипов

Осложнение	Количество			
	С1		С2	
Вывих головки эндопротеза	1	1%	4	2%
Инфекционные осложнения	1	1%	3	1%
Ложный сустав области большого вертела	2	3%	17	7%
Нестабильность вертлужного компонента	2	3%	5	2%
Перелом ножки эндопротеза	0	0%	2	1%
Мальпозиция потребовавшая ревизии	0	0%	1	0%
Ранний износ полиэтилена	2	3%	0	0%
Болевой синдром илиопсоас	0	0%	0	0%

3.2 Результаты заполнения опросников при сравнении плоскостных и трехмерных изображений

Среди 9 заполнивших опросник хирургов было 7 врачей с опытом эндопротезирования тазобедренного сустава более 50 операций в год и 2 врача с опытом эндопротезирования менее 50 операций в год.

3.2.1 Опросники №1 и №2

Графически результаты распределения типов дисплазии представлены на рисунке 55.

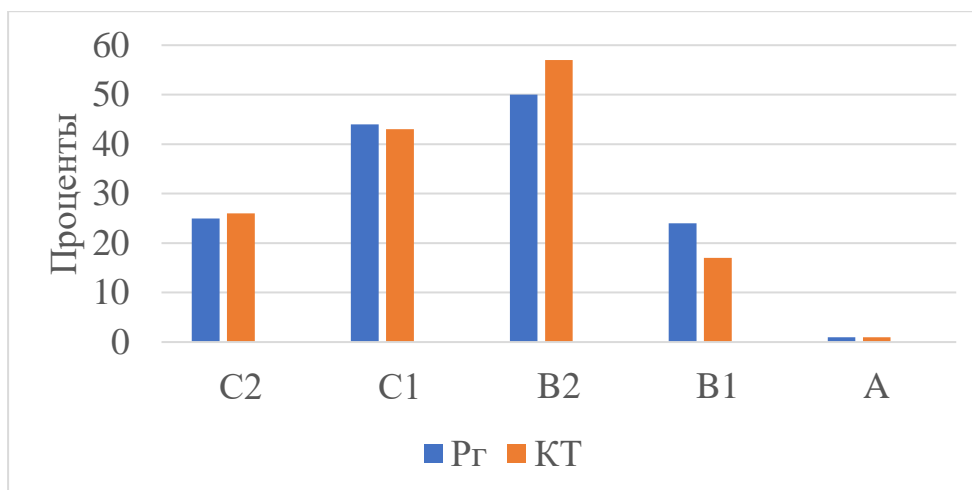


Рисунок 55. Распределение ответов опросников 1 и 2

Коэффициент корреляции Пирсона для ранговых значений составил 0,8, представляя хорошую связь, а р-значение критерия Вилкоксона для парных выборок превышало 0,05.

Разногласия между рентгенологическими и КТ диагнозами встречались в 2 случаях, когда респонденты выбирали между С1 и С2, в двух случаях – между С1 и В2 и в одном случае при выборе В1 и В2.

Число совпадений диагнозов варьировало от 44 до 75%. Среднее число совпадений диагнозов на основании плоскостных рентгенограмм и трехмерных изображение составило 65%. На рисунке 56 представлена диаграмма для графического представления данных.

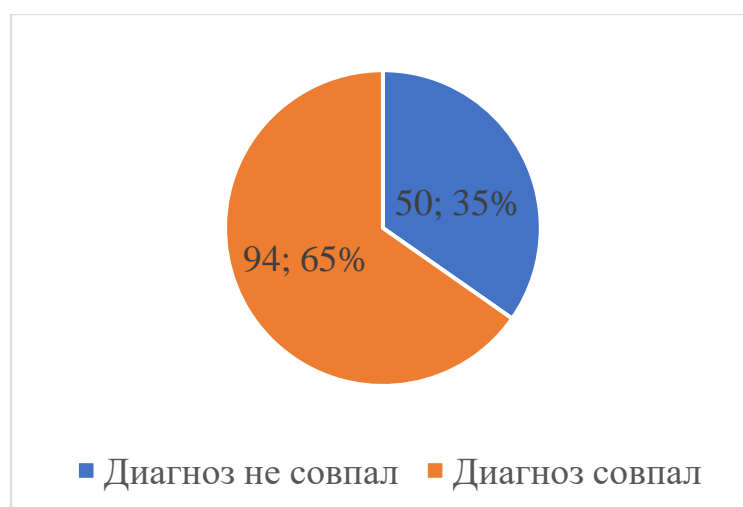


Рисунок 56. Совпадения типов дисплазии на основании опросников №1 и №2

3.2.2 Опросники №3 и №4

Общее количество вариантов позиционирования для каждого варианта визуализации – плоскостной и трехмерной составило 144 варианта исходя из того, что 9 хирургов оценивали 16 клинических случаев.

В 69% клинических случаев хирурги выбирали меньше вариантов позиционирования по трехмерному планированию в сравнении с плоскостным планированием (рис. 57).



Рисунок 57. Частота клинических случаев с меньшим количеством вариантов позиционирования ВК на основании КТ планирования

В остальных случаях количество вариантов позиционирования на основании трехмерной реконструкции было либо таким же, либо больше.

3.3 Результаты моделирования краниального смещения ацетабулярного компонента

Данные, полученные в ходе трехмерного моделирования центра ротации ацетабулярного компонента, представлены в таблице 2.

Таблица 2

Результаты трехмерного моделирования центра ротации ацетабулярного компонента

	Средняя ПК нагружаемой половины ВК, %	Средняя ПК нижней половины ВК, %	Средняя общая ПК ВК, %	Среднее количество винтов длиной более 15 мм, шт	Общая средняя протяженность винтовой фиксации, мм	Средняя длина КК нагружаемой половины ВК, %	Средняя длина КК нижней половины ВК, %	Общая средняя длина КК ВК, %
Тип С1, АП	38,19	39,25	77,44	2,00	58,00	35,94	36,87	72,81
Тип С2, АП	27,42	24,57	51,99	2,07	69,20	33,99	34,55	68,54
Тип С1, КС 5 мм	39,89	40,30	80,20	2,00	59,78	35,77	35,61	71,38
Тип С2, КС 5 мм	27,50	25,02	52,52	1,73	55,73	34,29	33,23	67,53
Тип С1, КС 10 мм	37,29	37,93	75,22	1,67	49,87	30,64	36,11	66,75
Тип С2, КС 10 мм	25,09	21,62	46,71	1,67	54,87	30,71	30,30	61,01
Тип С1, КС 15 мм	30,78	37,91	68,69	1,11	25,67	19,87	34,09	53,96
Тип С2, КС 15 мм	22,44	22,74	45,18	1,40	41,07	23,94	28,79	52,73
Тип С1, КС 20 мм	24,56	38,68	63,24	0,78	12,67	14,65	32,07	46,72
Тип С2, КС 20 мм	21,68	22,82	44,49	0,67	16,93	20,86	29,11	48,59
Тип С1, КС 25 мм	25,77	40,17	65,94	0,56	5,00	16,33	38,05	54,38
Тип С2, КС 25 мм	17,28	23,32	40,60	0,73	14,53	16,21	33,84	50,05

3.3.1 Площадь покрытия

Общая площадь контакта вертлужного компонента с нативной костью на каждом уровне при врожденном вывихе типов С1 и С2 не имело статистически значимых различий, хотя и имело тенденцию к изменению. Среднее значение составило 77% (63 до 93%) и 51% (18 до 95%) для С1 и С2 в анатомическом положении вертлужного компонента и 66% (40% до 76%) и 41% (17 до 79%) для С1 и С2 с центром ротации, краниально смещенным на 25 мм.

Выявлена тенденция к снижению средней площади контакта нагружаемой половины вертлужного компонента при краниальном смещении центра ротации в группах С1 и С2 (рис. 58).

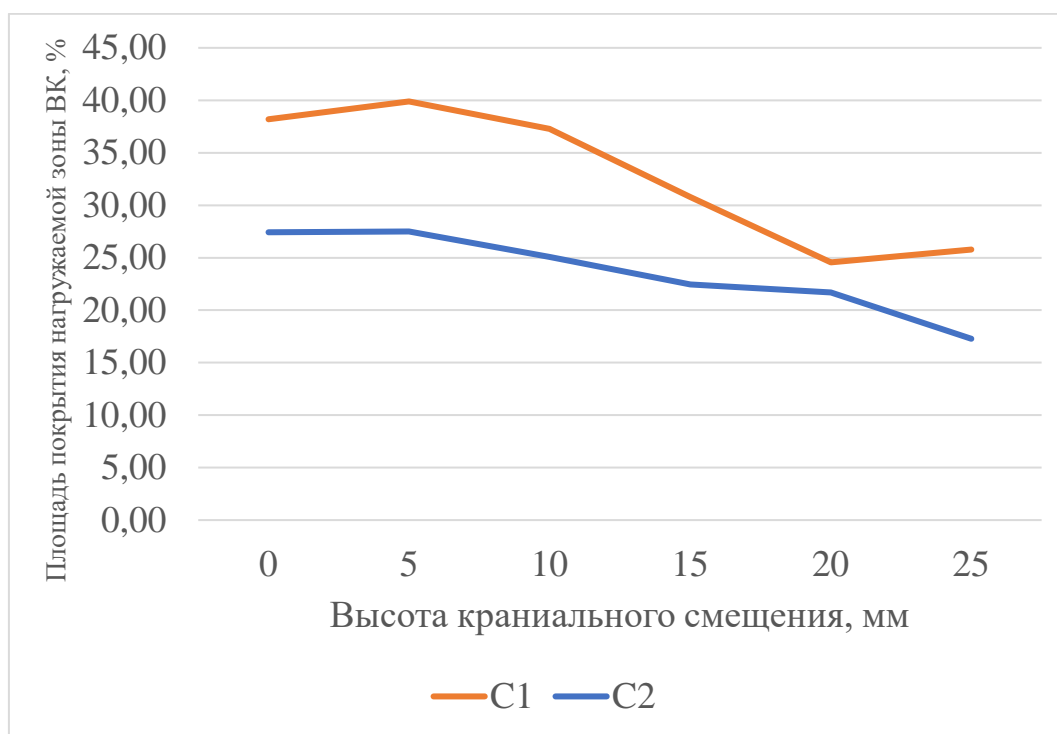


Рисунок 58. Средняя площадь контакта верхней половины вертлужного компонента

Как для группы С1, так и для группы С2 была выявлена сильная отрицательная корреляционная связь между краниальным смещением и степенью покрытия вертлужного компонента в нагружаемой зоне.

Значения коэффициента Спирмена составили для С1 и С2 -0,89 и -0,94 соответственно, $p < 0,05$. Графики корреляционной зависимости для С1 и С2 представлены на рисунках 59 и 60 соответственно.

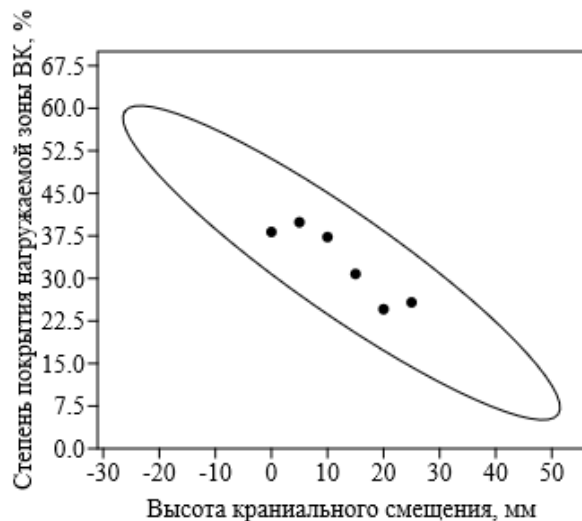


Рисунок 59. График зависимости площади покрытия от высоты краниализации, группа С1

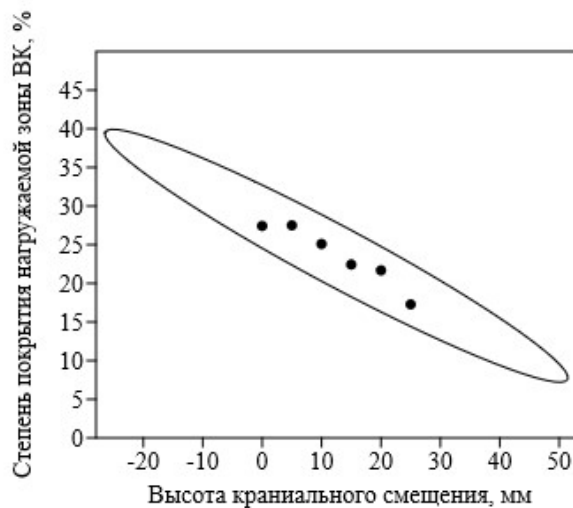


Рисунок 60. График зависимости площади покрытия от высоты краниализации, группа С2

3.3.2 Протяженность контакта края

Графически данные о протяженности контакта края вертлужного компонента с нативной костью представлены на рисунке 61.

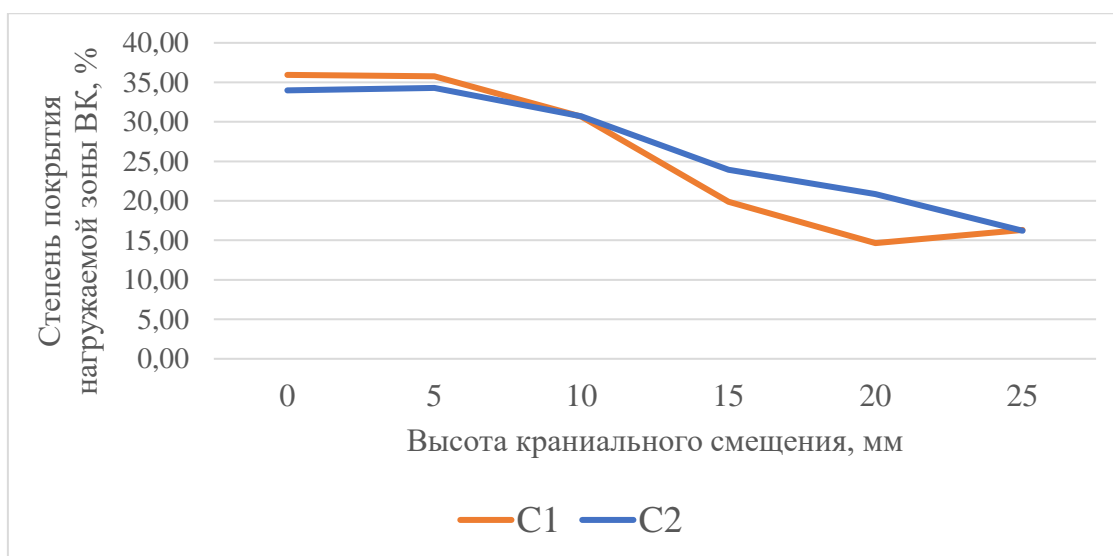


Рисунок 61. Процент протяженности контакта края верхней половины вертлужного компонента с нативной костью

Протяженность контакта края вертлужного компонента в группах С1 и С2 статистически значимо различалась для анатомического положения 73% (46 до 94%) и 69% (40 до 100%) для С1 и С2 соответственно по сравнению с поднятым на 25 мм центром ротации 54% (20 до 79%) и 50% (24 до 71%) для С1 и С2 соответственно.

Была выявлена тенденция к снижению и статистически значимая разница в средней длине КК нагружаемой половины ВК между группами С1 и С2 при анатомическом положении в сравнении с поднятым на 25 мм центром ротации.

3.3.3 Дополнительная винтовая фиксация

Были выявлены статистически значимые различия в возможностях дополнительной винтовой фиксации при анатомическом положении и при подъеме центра ротации на 25 мм. Для анатомического положения вертлужного компонента среднее количество винтов длиной более 15 мм составило 2,0 и 2,0 шт. для С1 и С2 соответственно, в то время как для положения центра ротации на 25 мм выше – 0,6 и 0,7 шт. для С1 и С2 (рис. 62).

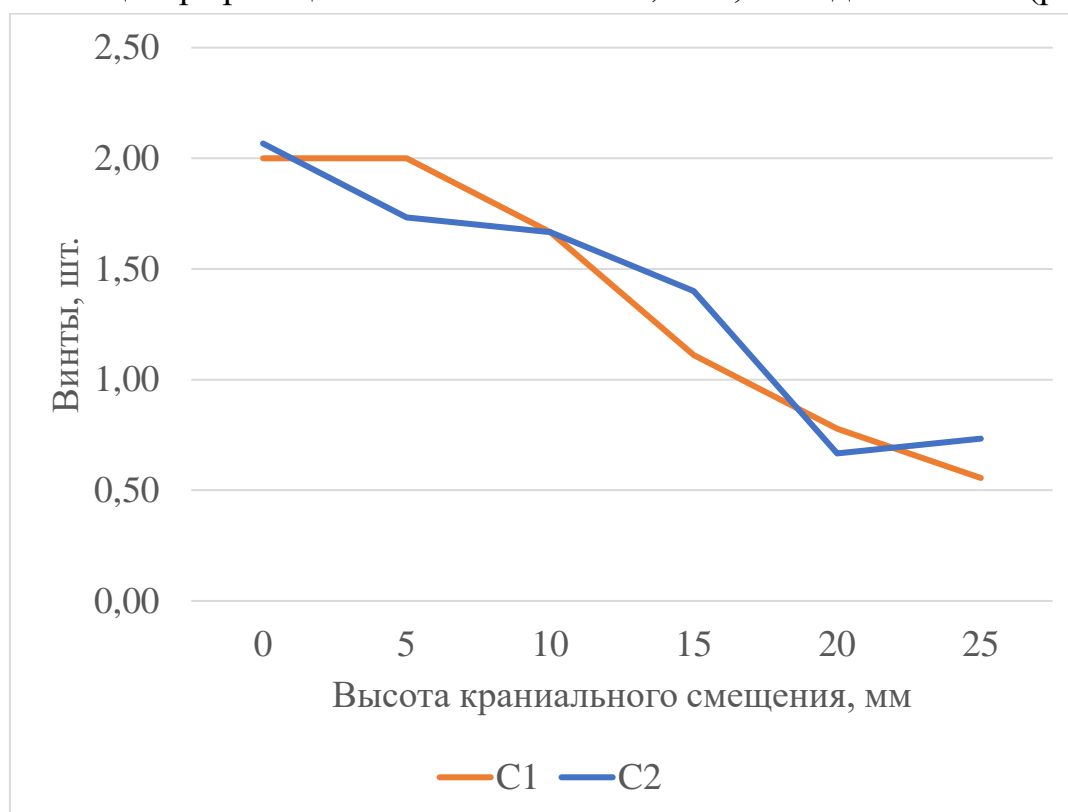


Рисунок 62. Среднее количество винтов длиной более 15 мм

Средняя суммарная протяженность возможностей дополнительной винтовой фиксации при анатомической позиции вертлужного компонента составила 58 (от 24 до 78 мм) и 69 (от 46 до 102 мм) мм для С1 и С2 соответственно, а для краниально-смещенной на 25 мм позиции вертлужного компонента (от 0 до 23 мм) и 14 (0 до 50) мм для С1 и С2 соответственно (рис. 63). Статистически значимых различий в протяженности и количестве винтов между группами С1 и С2 в анатомическом и смещенном краниально на 25 мм центре ротации выявлено не было.

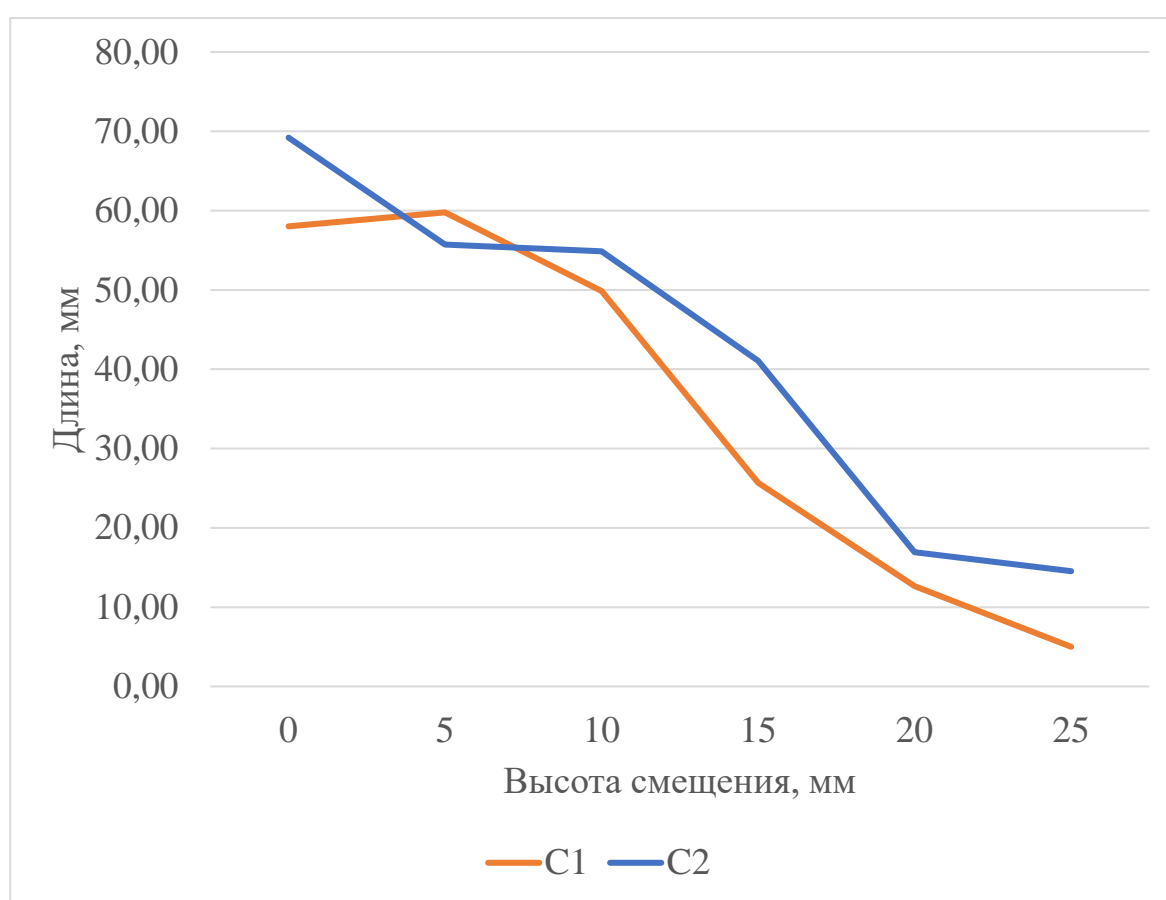


Рисунок 63. Общая средняя протяженность винтовой фиксации, мм

3.4. Результаты анализа проспективной группы индивидуальных ацетабулярных компонентов

3.4.1 Позиционирование

Позиционирование индивидуальных ацетабулярных компонентов было оценено по трем осям в сравнении с запланированной позицией.

Среднее смещение в передне-заднем направлении составило -0,13 мм (ДИ 95% от -2,12 до 1,8), в верхне-нижнем направлении – 1,21 мм (ДИ 95% от -0,3 до 2,72), в медиально-латеральном направлении – 2,33 мм (ДИ 95% от 1,12 до 3,54). Графически результаты позиционирования индивидуальных ацетабулярных компонентов представлены на рисунке 64.

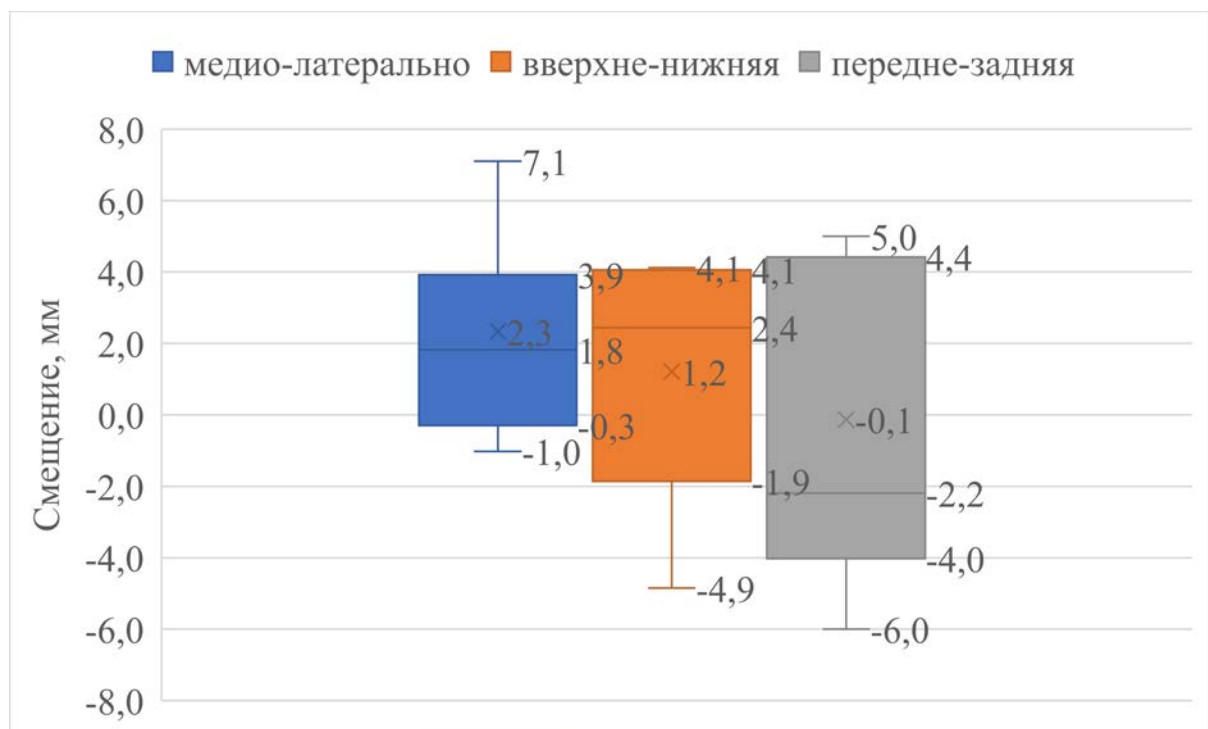


Рисунок 64. Результаты смещения центра ротации индивидуального вертлужного компонента

3.4.2 Дополнительная винтовая фиксация

Среднее количество винтов, использованных для дополнительной фиксации индивидуальных ацетабулярных компонентов, составило 4,8

(ДИ 95% от 4,4 до 5,1). Средняя длина винтов, использованных для дополнительной винтовой фиксации, составила 33,9 мм (ДИ 95% от 31,4 до 36,3). Графически данные представлены на рисунках 65 и 66.

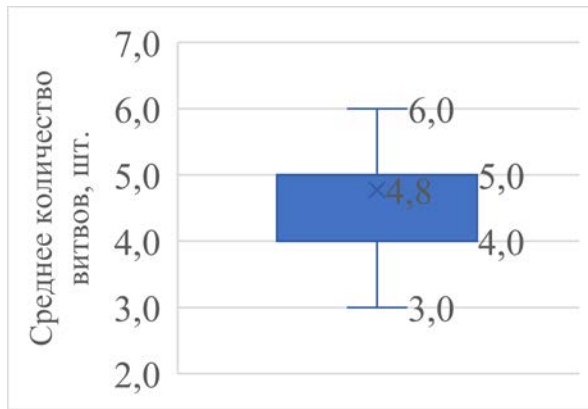


Рисунок 65. Среднее количество винтов

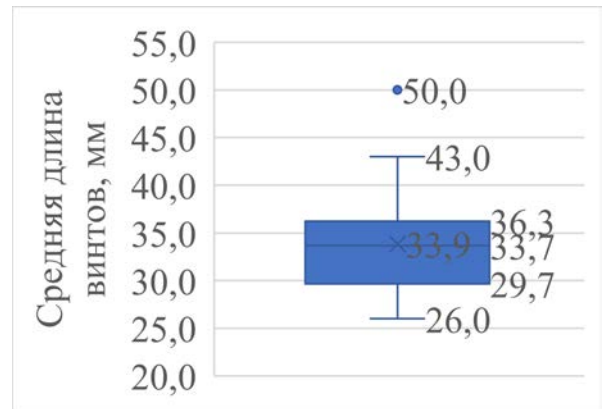


Рисунок 66. Средняя длина винтов

3.4.3 Функциональный результат

Среднее значения по OHS для группы индивидуальных имплантатов до операции составило 28,9 (ДИ 95% от 27,7 до 30) баллов, после операции – 50,5 (ДИ 95% от 49,4 до 51,7) баллов (рис. 67). Функциональные результаты до и после операции статистически значимо различались.

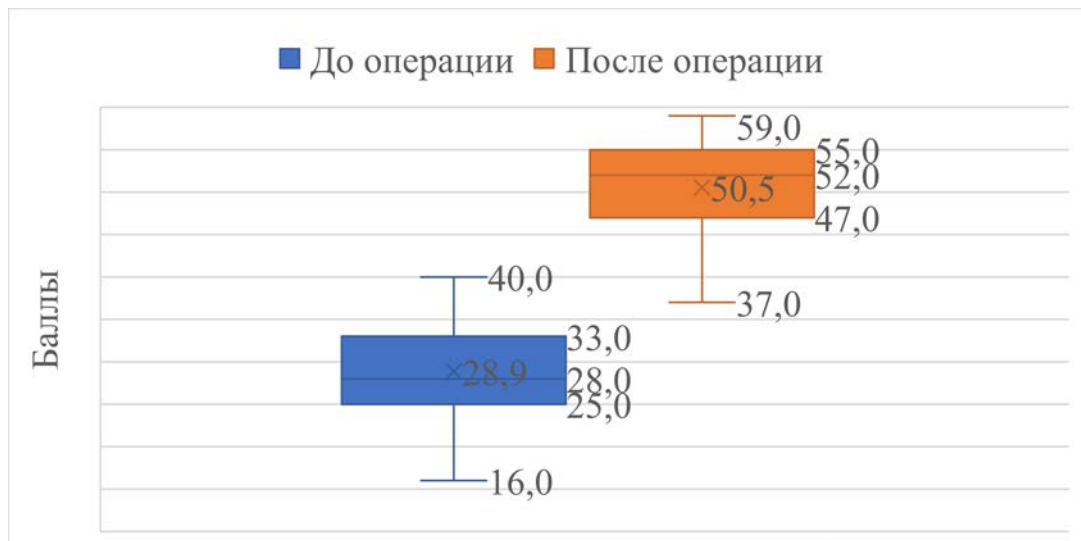


Рисунок 67. Значения OHS до и после операции

3.4.4 Осложнения

Осложнений во время операций выявлено не было. Все осложнения произошли в послеоперационном периоде (табл. 3).

Частота осложнений в группе индивидуальных ацетабулярных
компонентов

Осложнение	Число осложнений	
	Абс.	%
Вывих головки эндопротеза	2	3
Ложный сустав области большого вертела	1	2
Нестабильность вертлужного компонента	0	0
Болевой синдром илиопсоас	1	2

**Осложнение, специфичное для индивидуальных ацетабулярных
компонентов**

Клинический случай 1

Пациентка Д. 62 лет. Врожденный вывих левого бедра с детства. Лечение по месту жительства не получала. За последние несколько лет появился и значительно усилился болевой синдром в области левого тазобедренного сустава. Пациентка поступила для оперативного лечения. На предоперационном этапе выявлен врожденный вывих типа С2 по Hartofilakidis. Выполнено тотальное эндопротезирование левого тазобедренного сустава с использованием индивидуального ацетабулярного компонента. Из-за недостаточной протяженности перекрытия диафиза бедренной кости большим вертелом его фиксация была выполнена с помощью пластины.

Специфичное для индивидуального имплантата осложнение – болевой синдром, связанный с хроническим раздражением *m. Iliopsoas*. Это единственное осложнение в нашем исследовании, потребовавшее повторного оперативного вмешательства спустя несколько месяцев. В данной ситуации важен контекст, в котором оно возникло, а не осложнение само по себе, так

как *iliopsoas* синдром описан и для серийных компонентов, которые, как правило, превышают необходимый размер или установлены с избыточной антеверсией или наклоном. В случае с мальпозицией индивидуального компонента речь идет о конфликте *m. ilopsoas* с фланцем индивидуального имплантата оптимального размера, причиной мальпозиции которого явилось неточная установка компонента. Данное осложнение возникло при первом случае имплантации ацетабулярного компонента без использования направителя для установки индивидуального ацетабулярного компонента. Следствием этого стала установка имплантата в мальпозиции и значительное выстояние лонного фланца в мягкие ткани, приводящее к выраженному болевому синдрому в паховой области.

Наглядная визуализация была получена с помощью трехмерной реконструкции КТ срезов (рис. 68, 69).

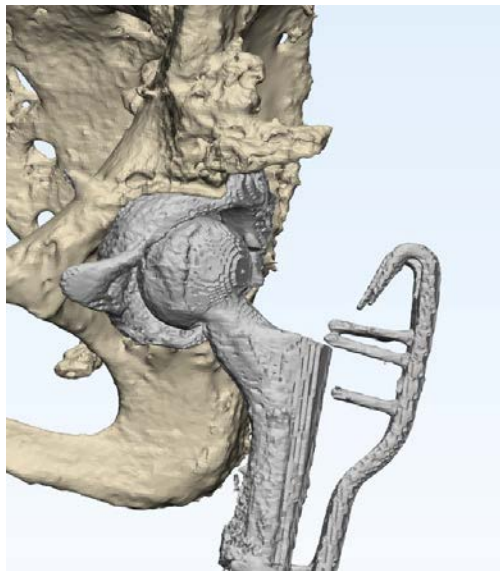


Рисунок 68. Реконструкция послеоперационного КТ исследования. Показано взаимоотношение индивидуального ацетабулярного компонента и костей таза

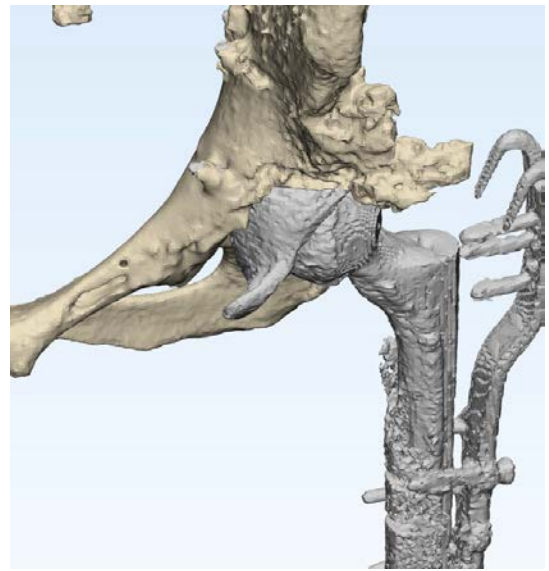


Рисунок 69. Наглядная визуализация мальпозиции индивидуального ацетабулярного компонента, ведущей к подвисанию лонного фланца

На рисунке 70 показан конфликт переднего фланца индивидуального ацетабулярного компонента с *m. Iliopsoas*.

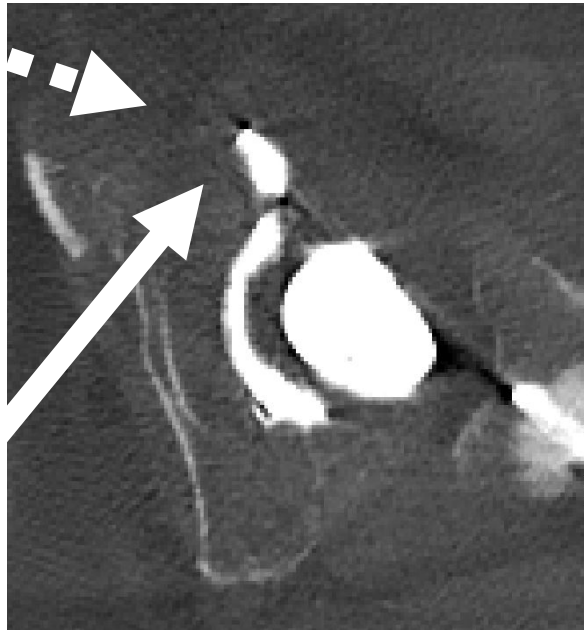


Рисунок 70. КТ срез с представлением конфликта *m. iliopsoas* и лонного фланца индивидуального ацетабулярного компонента. Сплошная стрелка указывает на фланец. Пунктирная стрелка указывает на *m. iliopsoas*

При ревизионном вмешательстве фланец был спилен высокоскоростным бором, после чего болевой синдром был устранен.

3.5 Сравнение результатов в группах серийных и индивидуальных ацетабулярных компонентов

В этом разделе представлены результаты оценки количества винтов и протяженности винтовой фиксации в группах с серийными и индивидуальными ацетабулярными компонентами у пациентов с врожденным вывихом подтипов С1 и С2.

Среднее количество винтов в группе пациентов с серийными полусферическими ацетабулярными компонентами составило 2,9 шт., а средняя длина винта – 34 мм. У пациентов с индивидуальными ацетабулярными компонентами среднее количество винтов составило 4,8 шт., а средняя протяженность – 34 мм (рис. 71, 72). Была выявлена статистически значимая разница ($p < 0,05$) между средним количеством винтов при сравнении групп серийных вертлужных компонентов и индивидуальных.

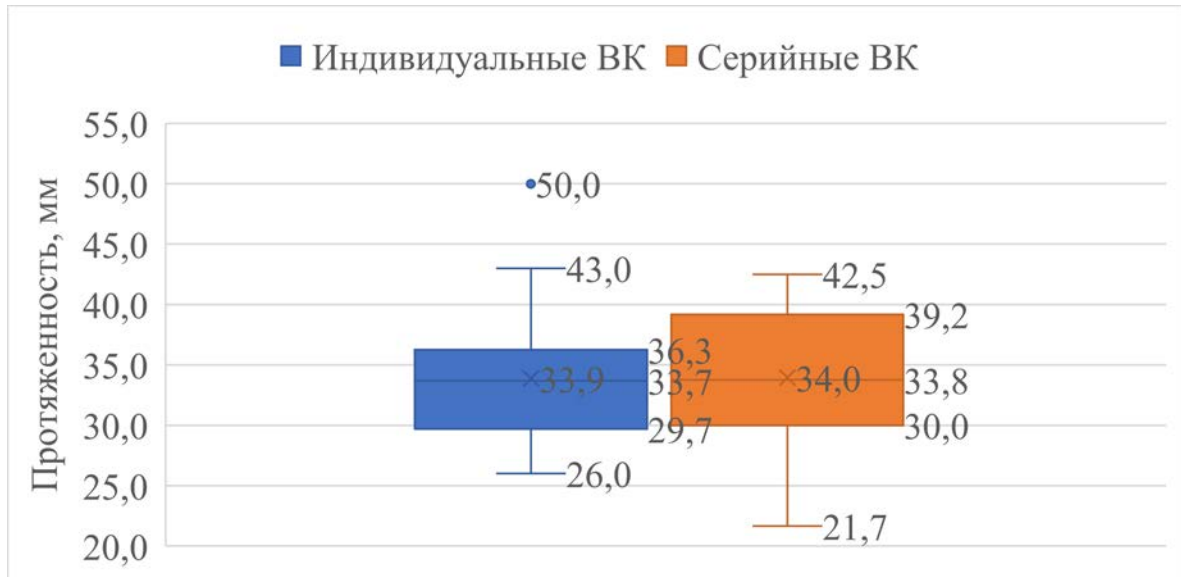


Рисунок 71. Средняя протяженность дополнительной винтовой фиксации индивидуальных и серийных имплантатов

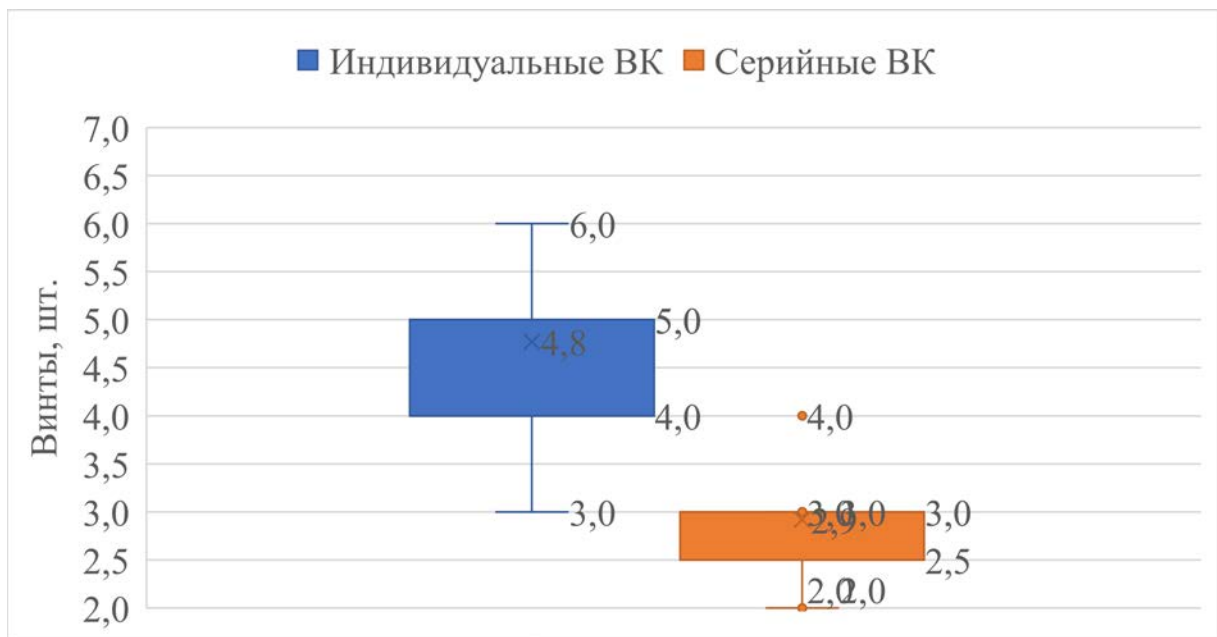


Рисунок 72. Среднее количество винтов индивидуальных и серийных имплантатов

Общая протяженность дополнительной винтовой фиксации индивидуальных и серийных имплантатов статистически значимо различалась (рис. 73).

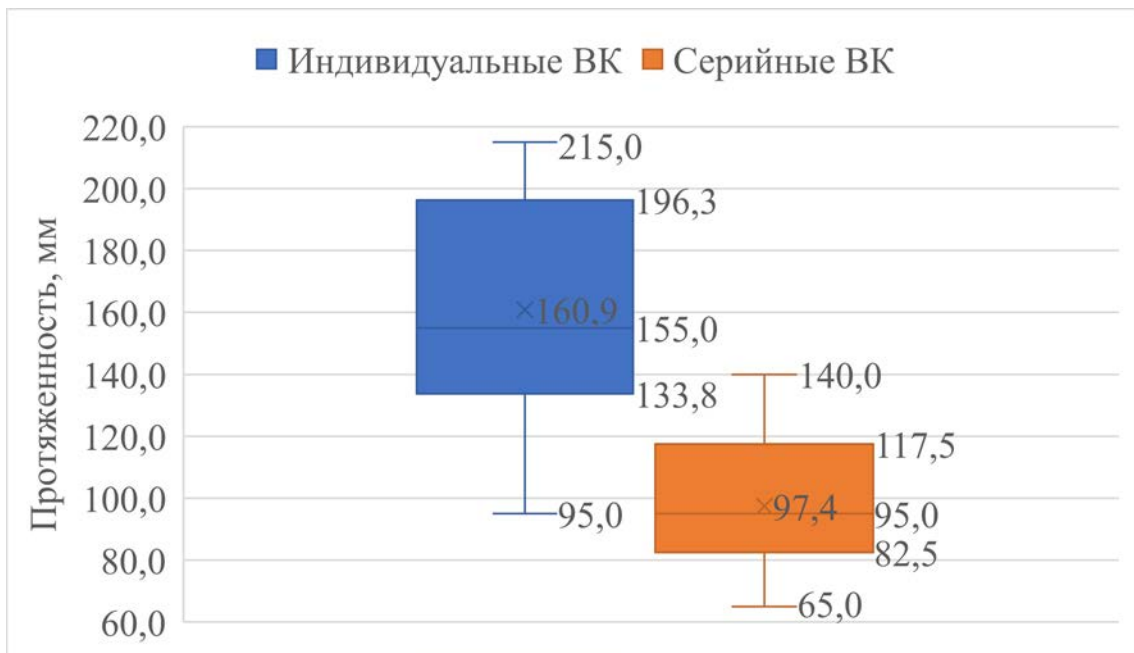


Рисунок 73. Средняя общая протяженность дополнительной винтовой фиксации индивидуальных и серийных имплантатов

Сравнение функциональных результатов лечения у пациентов с серийными и индивидуальными ацетабулярными компонентами графически представлено на рисунке 74.

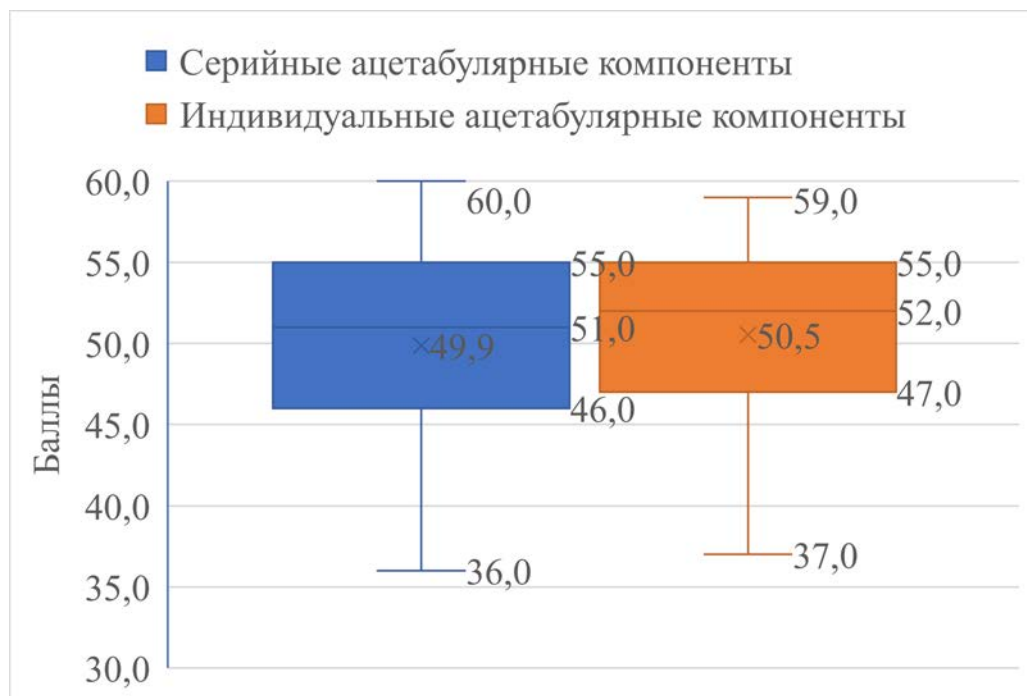


Рисунок 74. Послеоперационные значения шкал OHS для пациентов с серийными и индивидуальными имплантатами

Средний срок наблюдений для серийных и индивидуальных ацетабулярных компонентов статистически значимо различался, группы не был сопоставимы друг с другом (рис. 75).

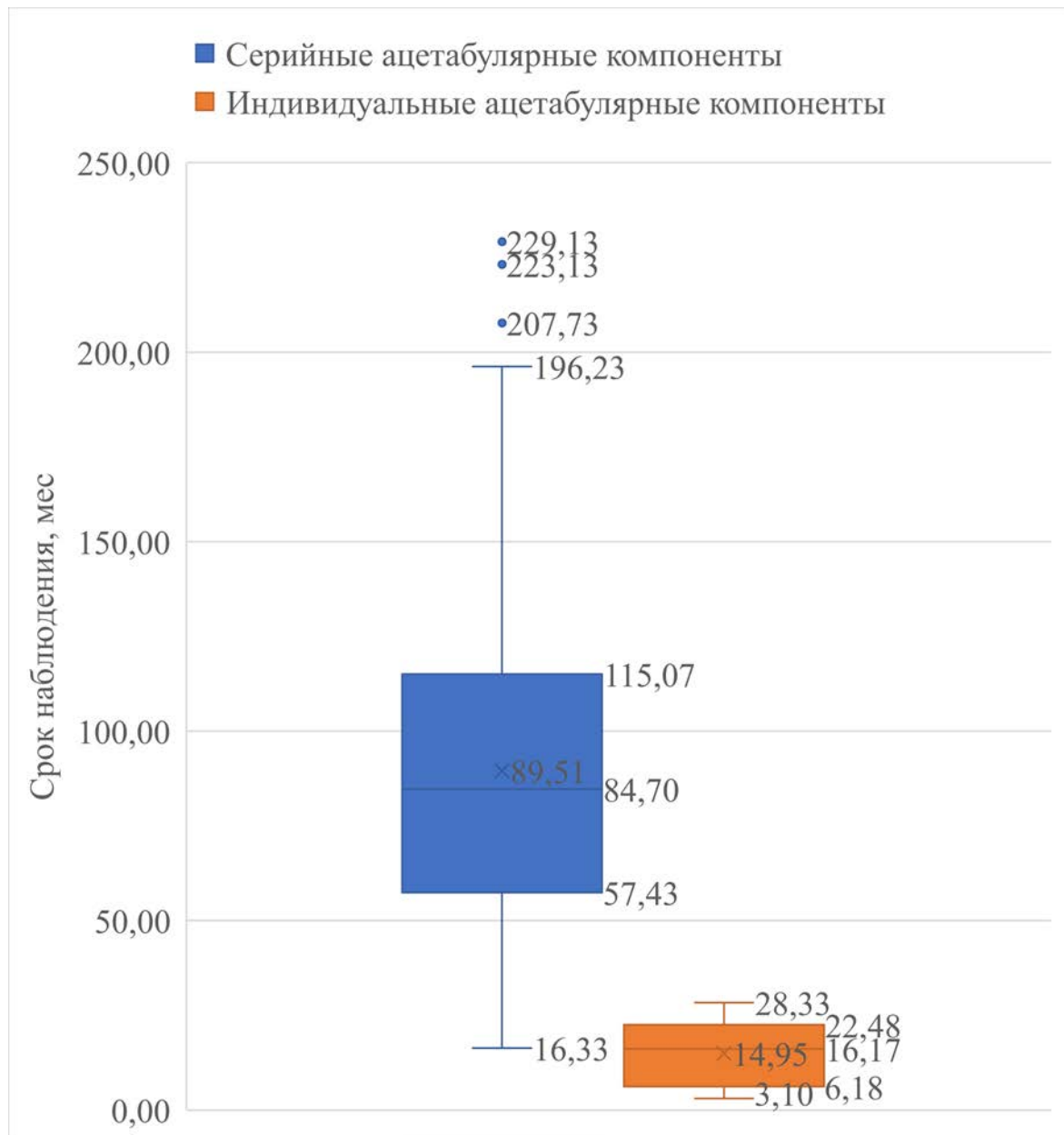


Рисунок 75. Средний срок наблюдений для серийных и индивидуальных компонентов

3.6 Результаты динамики дополнительной винтовой фиксации в зависимости от пространственного позиционирования

Оптимальное пространственное позиционирование вертлужного компонента при 20° антеверсии и 40° инклинации показало потенциал в

924 мм общей протяженности дополнительной винтовой фиксации, в то время как максимальный потенциал протяженности общей дополнительной винтовой фиксации был показан при позиционировании с антеверсией 20° и избыточной инклинацией 50° (рис. 76).

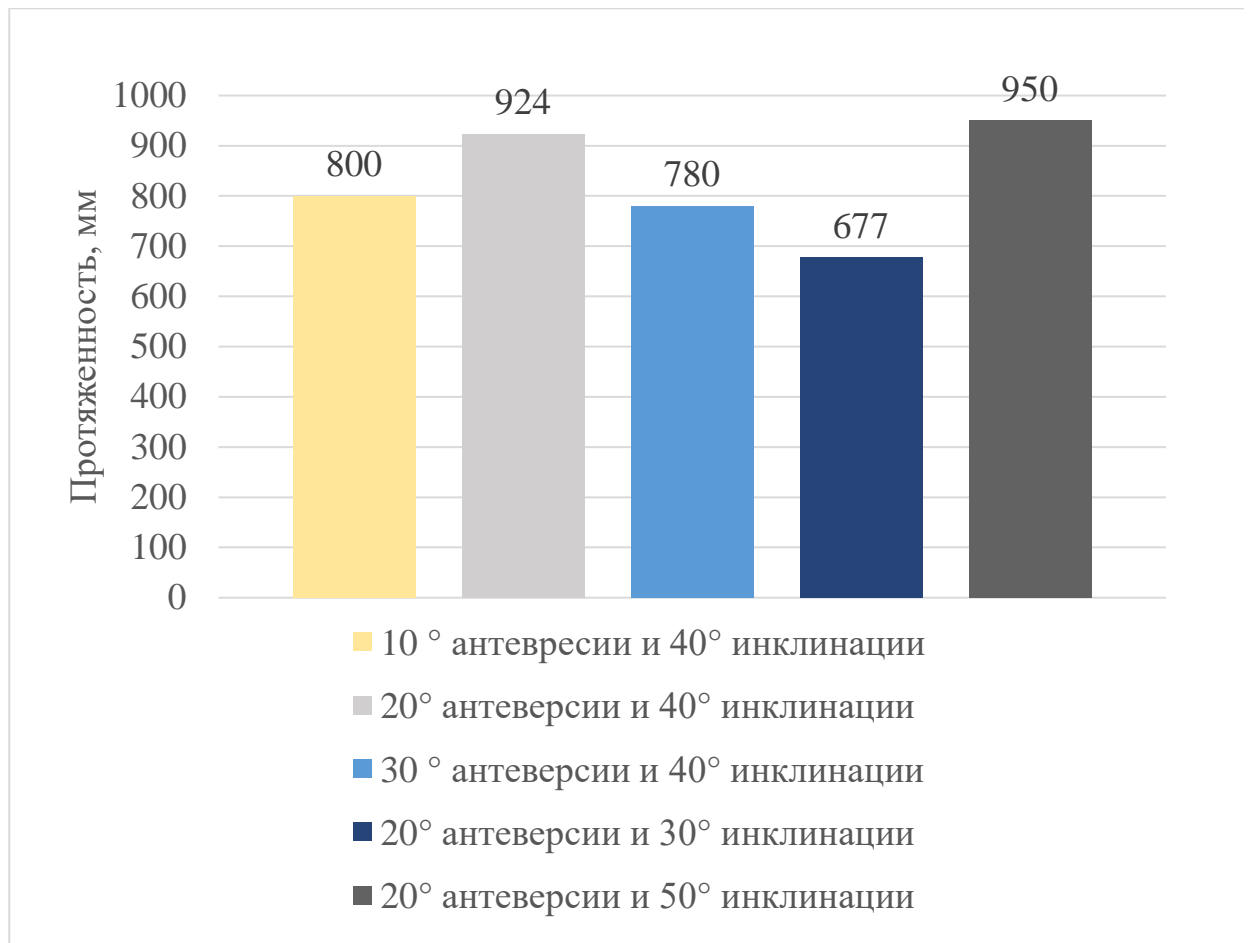


Рисунок 76. Суммарная протяженность дополнительной винтовой фиксации для разных вариантов позиционирования виртуального вертлужного компонента во всех вариантах позиции вокруг оси вращения

Общее количество винтов, которые потенциально могут быть использованы для каждого вида пространственной ориентации, представлены на рисунке 77. Наибольшее количество выявлено у позиционирования вертлужного компонента при 20° антеверсии и 40° инклинации.

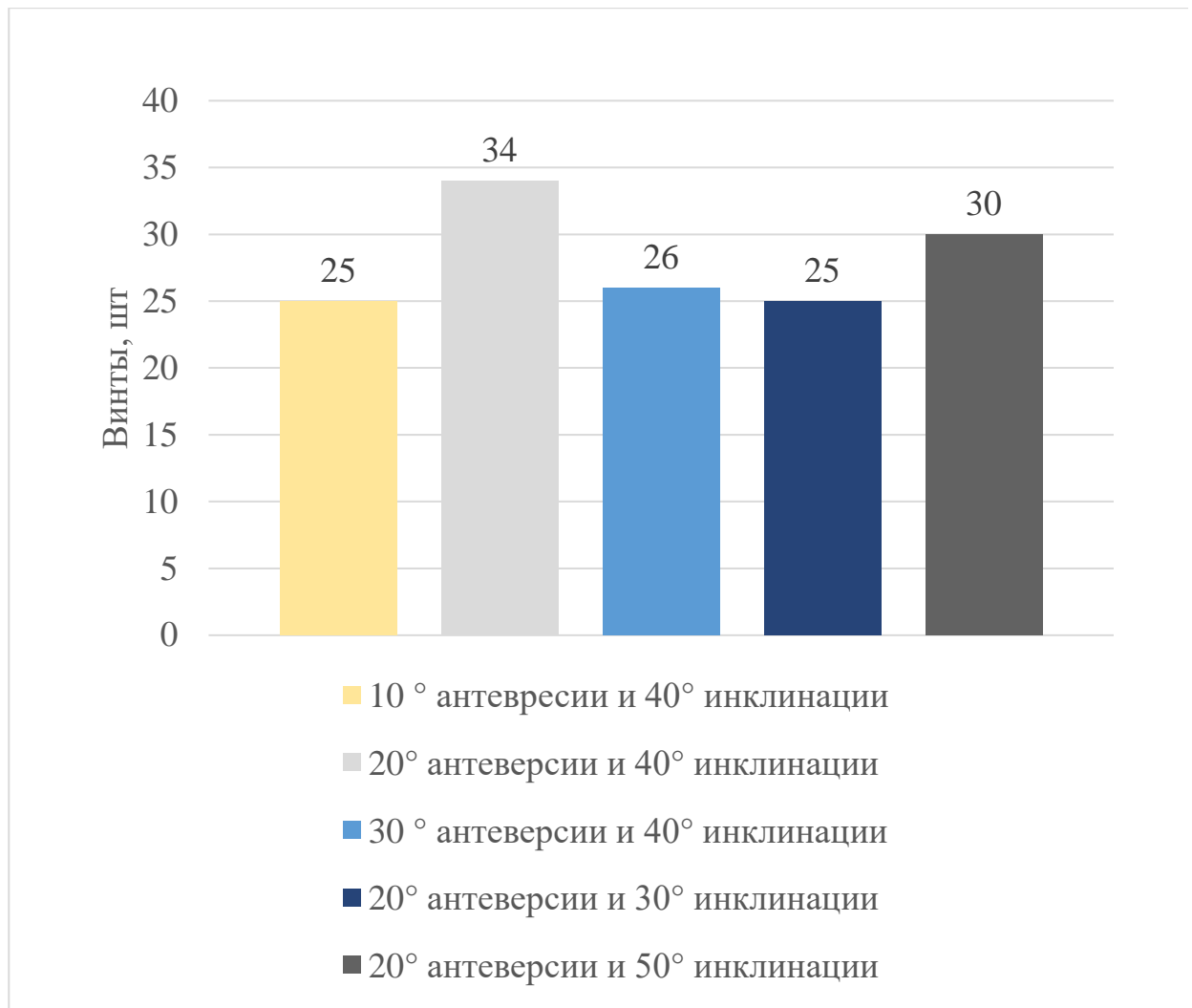


Рисунок 77. Общее количество винтов, проведенных во всех 12 ротационных положениях виртуального вертлужного компонента

В зависимости от ротационного положения вертлужного компонента каждая позиция имеет свой потенциал дополнительной винтовой фиксации. Кривые диаграмм можно условно разделить на диаграммы, имеющие в определенных позициях повышение потенциала дополнительной винтовой фиксации относительно общей линии тенденции и диаграммы, имеющие снижение относительно общей линии тенденции (рис. 78).

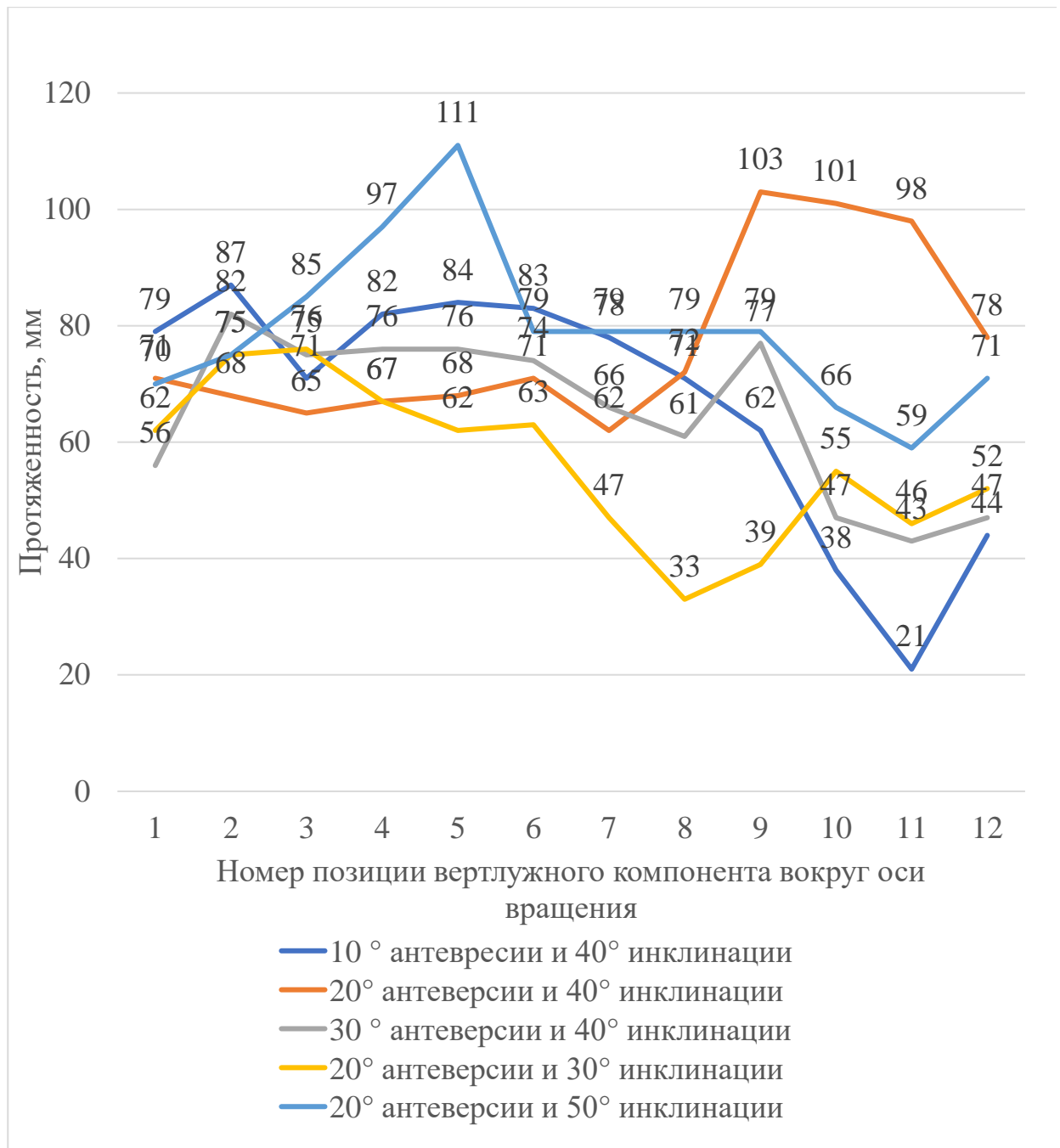


Рисунок 78. Суммарный потенциал протяженности дополнительной винтовой фиксации в зависимости от ротационного положения вертлужного компонента для каждого из вариантов позиционирования

Наибольший потенциал для дополнительной винтовой фиксации показали зоны А и В. Зона С для всех вариантов позиционирования не показала какого-либо потенциала дополнительной винтовой фиксации, в то время как зона D показала хоть и меньший по сравнению с зонами А и В, но стабильный потенциал дополнительной винтовой фиксации для каждого

варианта позиционирования. Худшие возможности дополнительной винтовой фиксации показало позиционирование вертлужного компонента с недостаточной инклинацией – по нижней границе зоны безопасности Lewinnek в 30° (рис. 79).

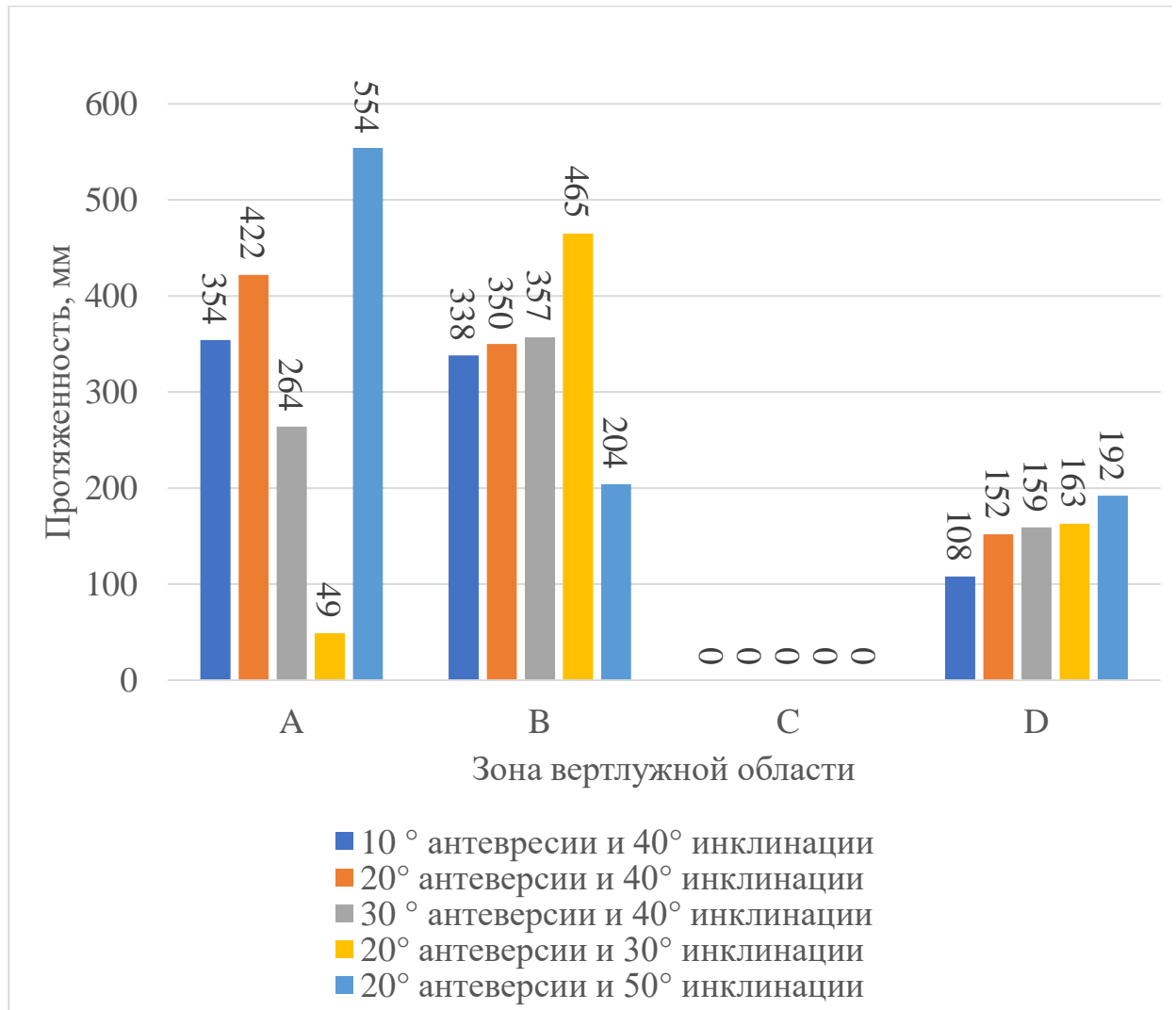


Рисунок 79. Общая протяженность дополнительной винтовой фиксации в зонах вертлужной области А, В, С и D в зависимости варианта позиционирования

Статистически значимых различий в протяженности дополнительной винтовой фиксации в зависимости от позиции вертлужного компонента выявлено не было.

Мы оценивали частоту возможности использования одного, двух или трех винтов для каждой из пяти позиций виртуального имплантата.

Наибольшим потенциалом трехвинтовой дополнительной винтовой фиксации обладала позиция 20° антеверсии и 40° инклинации (рис. 80).

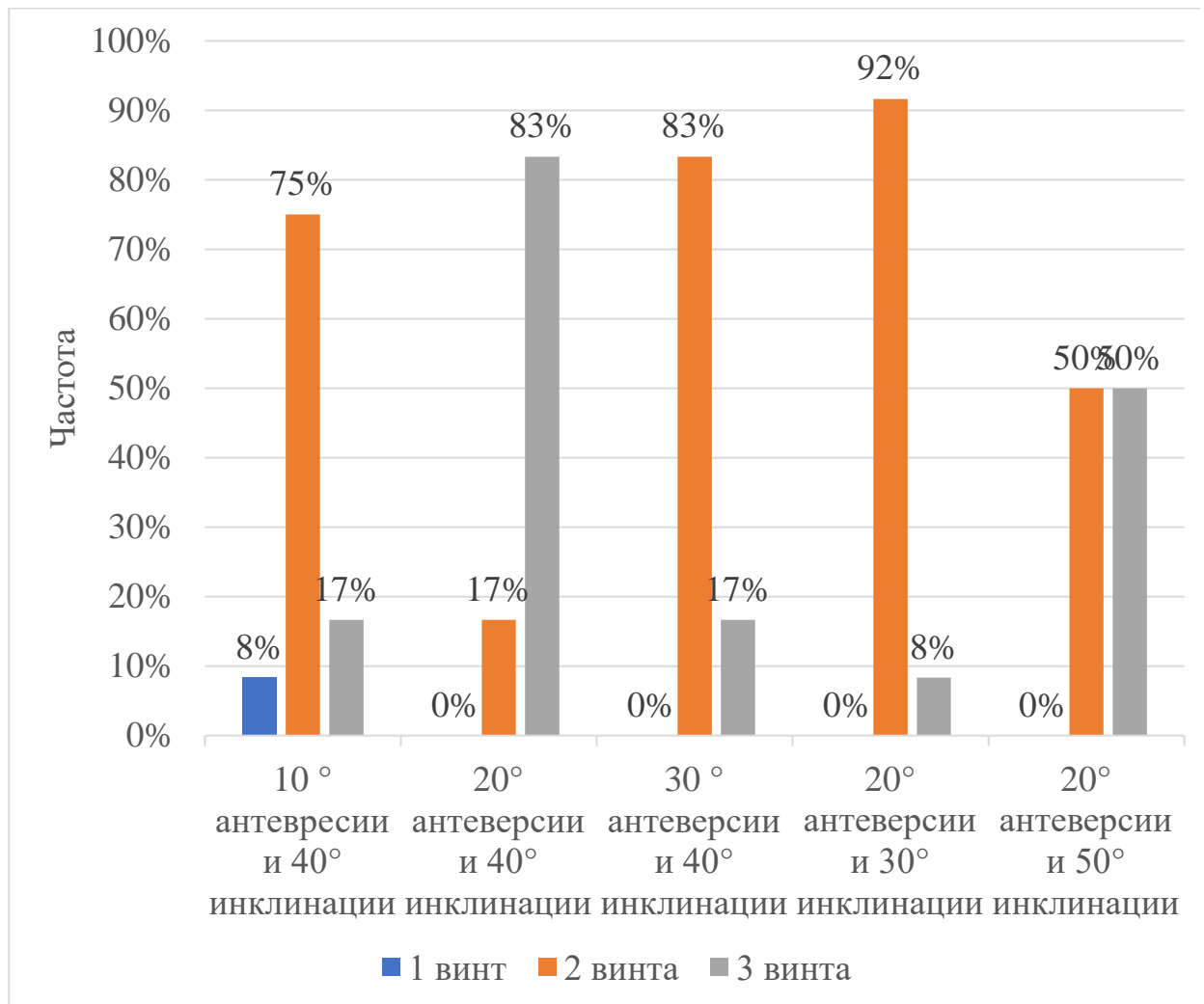


Рисунок 80. Возможность проведения одного, двух или трех винтов в зависимости от пространственной ориентации виртуального вертлужного компонента

Полученные нами данные соотносятся с данными литературы, подтверждая значимость верхней зоны ацетабулярной области дополнительной винтовой фиксации вертлужного компонента. Несмотря на то что статистически значимых различий между различными вариантами позиционирования вертлужного компонента выявлено не было, что, возможно, связано с малыми размерами выборки (по 12 значений для каждого варианта), нами были получены достаточно явные тенденции зависимости возможностей дополнительной винтовой фиксации. Вариант оптимального

позиционирования при 20° антеверсии и 40° инклинации хоть и показал вторую позицию, уступив варианту с избыточной инклинацией при оценке общей протяженности дополнительной винтовой фиксации, но при оценке общего количества потенциально используемых винтов показал наивысшее значение. Другой выявленной особенностью явился факт наличия зон “провалов” и “всплесков” возможностей дополнительной винтовой фиксации в зависимости от ротационного позиционирования виртуального вертлужного компонента. Следует отметить, что для каждого варианта позиционирования они находятся в разных точках, что не позволяет предложить общее рекомендуемое ротационное позиционирование вертлужного компонента.

Данные факторы подчеркивают остроту проблемы дополнительной винтовой фиксации, которая связана с правильным пространственным позиционированием вертлужного компонента, затрудненном в условиях дисплазии по причине измененной анатомии вертлужной области. Как показали полученные графики, изменение одного из параметров пространственного позиционирования даже в пределах допустимых значений, вызывает изменение возможностей дополнительной винтовой фиксации, которое сложно прогнозировать интраоперационно. Этот факт позволяет говорить о том, что несмотря на удовлетворительные возможности дополнительной винтовой фиксации вертлужного компонента при эндопротезировании в условиях врождённого вывиха, максимизация их потенциала и эффективное интраоперационное использование в значительной степени затруднено, а системы с заранее запланированным направлением винтов выглядят перспективно.

ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ

4.1 Вариабельность позиционирования центра ротации

4.1.1 Клинических результаты ретроспективной группы

Тотальное эндопротезирование при врожденном вывихе бедра, несомненно, является сложным случаем эндопротезирования. На этапах становления эндопротезирования J. Charnley и J.A. Feagin [Charnley J., Feagin J.A., 1973] считали врожденный вывих противопоказанием к тотальному эндопротезированию тазобедренного сустава.

Техническую сложность таких операций обуславливает дефицит костного массива в области вертлужной впадины и низкое качество кости в этой области, что служит причиной латерального недопокрытия вертлужного компонента и ухудшения условий первичной фиксации имплантата. Так же в условиях диспластично измененной вертлужной впадины оптимальный подбор размера вертлужного компонента может быть затруднен. С другой стороны, выбирая анатомическое или близкое к нему позиционирование вертлужного компонента, возникает вопрос о необходимости укорачивающей остеотомии и подбора соответствующего бедренного компонента. Таким образом, проблемы, возникающие при эндопротезировании в условиях врожденного вывиха, условно можно разделить на следующие категории: 1) техника операции; 2) фиксация вертлужного компонента; 3) выбора бедренного компонента.

При планировании операции требуется оценить необходимую величину удлинения конечности и выбрать позицию центра ротации. Максимально допустимое удлинение, по данным литературы, варьирует от 2 до 4 см [Тихилов Р.М. и др., 2015]. Допустимое удлинение может быть достигнуто путем смещения вертлужного компонента в краниальном направлении либо за счет выполнения укорачивающей остеотомии.

В литературе предложено два варианта позиционирования компонентов – в анатомическое положение или в область ложной вертлужной впадины.

Ситуация, когда техника высокого позиционирования центра ротации неприменима, требует установки вертлужного компонента в анатомическое положение, что сопровождается сложностями при позиционировании бедренного компонента, толкая хирургов на поиск компромисса между хирургической техникой и анатомическими условиями.

Многие авторов определяют тяжелую степень дисплазии по классификации Crowe как III-IV, что соответствует типам B и C по классификации Hartofilakidis [Crowe J.F., Mani V.J., Ranawat C.S., 1979; Wang D. и др., 2017]. Как уже было отмечено ранее, появление научных работ, описывающих тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава без применения укорачивающей остеотомии в условиях дисплазии Crowe IV, позволяет говорить о том, что классификация Crowe не отвечает на вопросы о выборе хирургической техники et al., 2020].

Именно поэтому в нашей работе была использована классификация Hartofilakidis. Эта классификация при полном вывихе бедра, в отличие от классификации Crowe, предполагает разделение такого патологического состояния на две подгруппы (C1 и C2) на основании ключевого признака – наличия ложной вертлужной впадины с опорным остеофитом. Эти ключевые анатомические изменения позволяют не только разделить врожденный вывих на подтипы, но и повлиять на хирургическую тактику, что делает, на наш взгляд, классификацию Hartofilakidis более предпочтительной для планирования операций тотального эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентов с высоким вывихом бедра.

Результаты, полученные нами в результате анализе собственного клинического материала, согласуются с данными из других источников и позволяют говорить о том, что как техника анатомического позиционирования, так и техника позиционирования с приподнятым центром ротации дают хорошие функциональные результаты. В ретроспективной группе серийных полусферических ацетабулярных компонентов высота позиционирования центра ротации варьировала от 0 до 44 мм. Средняя высота

центра ротации у пациентов с C1 типом дисплазии по Hartofilakidis была выше, чем при C2 типе. Эти данные статистически значимо различались.

Особенностью анатомии таза у больных с C1 типом дисплазии является наличие остеофита (рис. 81), который может быть в широкой степени варьируемым, что и обуславливает возможность краниального смещения ацетабулярного компонента (рис. 82).



Рисунок 81. Врожденный полный вывих типа C1, остеофит в области неоартроза

Рисунок 82. Установка вертлужного компонента с краниализацией и избеганием остеотомии проксимального отдела бедренной кости

Техника краниального смещения ацетабулярного компонента обуславливает и возможность стандартной имплантации бедренного компонента без использования укорачивающей остеотомии.

При типе вывиха C2 анатомия характеризуется отсутствием остеофита и может сопровождаться очень маленькими размерами вертлужной впадины с

низким качеством кости. Эти особенности делают положение ацетабулярного компонента в зоне нативной вертлужной впадины, обладающей при типе С2 наибольшим запасом кости, самым выгодным для обеспечения надежной первичной фиксации (рис. 83, 84).



Рисунок 83. Врожденный вывих С2, анатомическое позиционирование вертлужного компонента

Рисунок 84. Позиционирование вертлужного компонента в анатомическую позицию

В свою очередь, анатомическое позиционирование вертлужного компонента при необходимости значительного низведения ведет к необходимости использования укорачивающей остеотомии при имплантации бедренного компонента эндопротеза. Ниже представлены рекомендации, описывающий тактику позиционирования центра ротации и особенности хирургической техники в зависимости от типа вывиха (рис. 85).

Рекомендации выбора хирургической техники позиционирования центра ротации

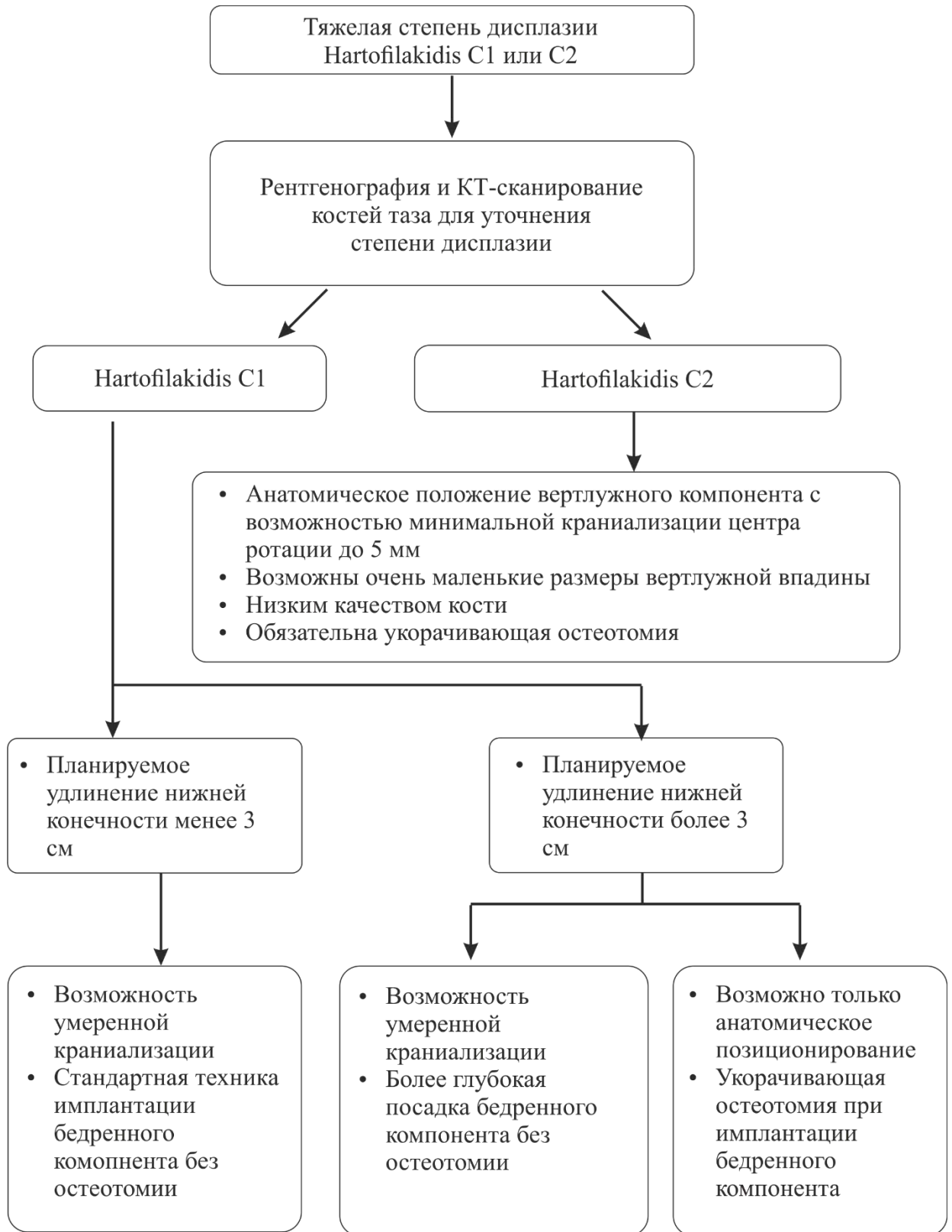


Рисунок 85. Рекомендации выбора позиционирования вертлужного компонента

Стремление к позиционированию вертлужного компонента в анатомическое положение также продиктовано необходимостью помнить о том, что предстоящее ревизионное вмешательство на вертлужном компоненте будет в значительной степени затруднено в случае установки последнего со значительной краниализацией вследствие необходимости найти компромисс при низведении бедра.

Таким примером может служить клинический случай, потребовавший ревэндопротезирования по причине сохраняющегося болевого синдрома через 3 года с момента первичной операции.

Клинический случай № 2

Первичное эндопротезирование правого тазобедренного сустава в 2014 г. по поводу врожденного вывиха типа C1 (рис. 86).

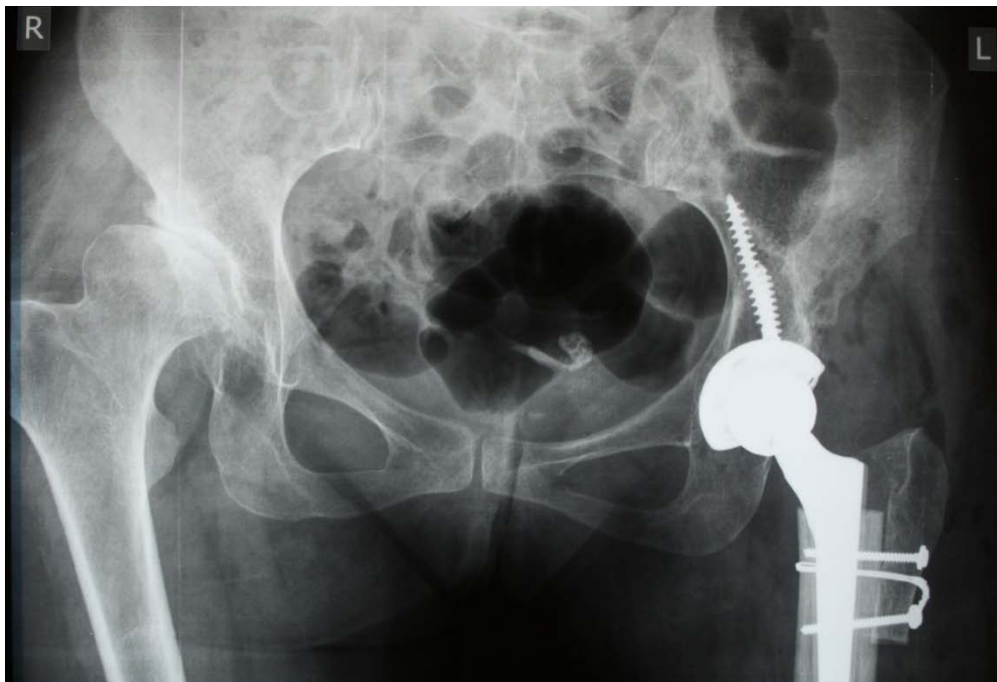


Рисунок 86. Состояние правого тазобедренного сустава до операции

Послеоперационный период без особенностей. После операции сохранялся болевой синдром, а с 2016 г. - нарастание болевого синдрома (рис. 87). Выполнено удаление ацетабулярного компонента эндопротеза с позиционированием нового вертлужного компонента в анатомическую

позицию. Образовавшийся после удаления вертлужного компонента из высокой позиции дефект потребовал установки серийного аугмента (рис. 88).



Рисунок 87. Рентгенограмма после первичного эндопротезирования правого тазобедренного сустава



Рисунок 88. Рентгенограмма после реэндопротезирования правого тазобедренного сустава

Клинический случай №3

Пациентка 56 лет поступила в клинику для оперативного лечения по поводу нестабильности вертлужного компонента.

В анамнезе – тотальное эндопротезирование в 2001 году по поводу врожденного вывиха, с 2018 года появился и стал нарастать болевой синдром, выявлена нестабильность вертлужного компонента. При трехмерной реконструкции дефекта выявлена потеря значительного объема кости в нагружаемой зоне вертлужного компонента при планировании его центра ротации в анатомическое положение Paprosky IIIA (рис. 89).



Рисунок 89. Нестабильность после позиционирования вертлужного компонента в высокое положение. Трехмерная реконструкция дефекта

Принято решение об имплантации индивидуального ацетабулярного компонента с костной пластикой (рис. 90).

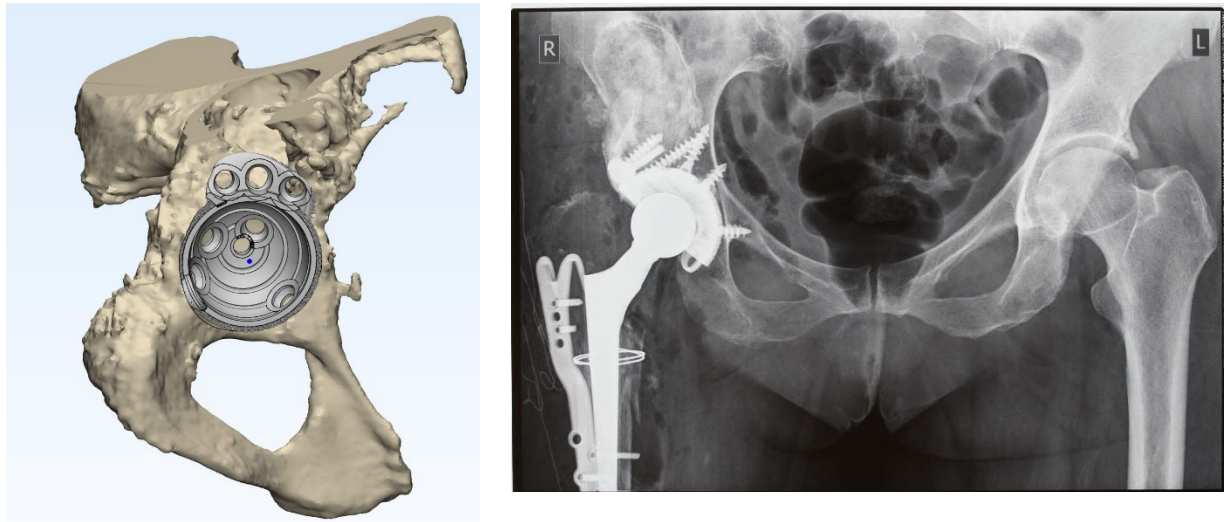


Рисунок 90. Ревизионная операция с применением индивидуального ацетабулярного компонента и костной аллопластикой дефекта

4.2 Различия в восприятии рентгенограмм и трехмерной реконструкции костей

Полученные в ретроспективной группе данные показали, что в зависимости от анатомических изменений наблюдается значительная вариабельность при установке вертлужного компонента, обусловленная вариабельностью костных ориентиров. Понимание этого ставит вопрос: как хирург воспринимает данные изменения на основании различных методов визуализации, и влияет ли метод визуализации на хирургическую тактику.

4.2.1 Определение типа дисплазии

Использование интерактивных опросников позволило сравнить, как хирурги воспринимали фактические анатомические изменения при дисплазии в зависимости от типа визуализации. Тот факт, что нами не было выявлено

корреляции между типами дисплазии при оценке плоскостных рентгенограмм и трехмерных изображений, но была выявлена статистически значимая разница, говорит о том, что два этих метода визуализации дают хирургам различное представление об одном и том же анатомическом состоянии пациента. Кроме того, это является еще одним критерием, подтверждающим крайне широкую вариабельность различных степеней дисплазии. Так же это доказывает и то, что границы между типами дисплазии в значительной степени условны, а дисплазия типа C1, занимающая место между B2 и C2, в высокой степени вариабельна.

На основании анализа результатов данной части исследования необходимо отметить, что плоскостные рентгенограммы, оставаясь стандартным методом предоперационного обследования, должны быть в обязательном порядке дополнены компьютерной томографией с трехмерной реконструкцией оперируемого сустава.

4.2.2 Определение хирургической тактики

Тщательное предоперационное планирование является обязательным условием и при стандартной операции тотального эндопротезирования, а в случае высокого врожденного вывиха бедра оно может быть значительно затруднено, приводя к принятию некоторых решений непосредственно в операционной, что при ограниченном обзоре в условиях хирургической раны не позволяет даже интраоперационно получить полную картину и может вести к неоптимальной установке имплантата.

Степень контакта вертлужного компонента эндопротеза является важным фактором, обеспечивающим его первичную стабильность. [Anderson M.J., Harris W.H., 1999]. Таким образом, оценка хирургом степени контакта вертлужного компонента позволяет принимать решение о позиционировании последнего в анатомическом положении, либо подъеме центра ротации.

Плоскостное планирование не позволяет уточнить объем взаимоотношений кости и имплантата, что затрудняет принятие окончательного решения на предоперационном этапе.

При планировании краниализации центра ротации очень важно до операции определить площадь контакта импланта с нативной костью. Плоскостное планирование в этом случае не позволяет достоверно оценить объем костного массива и может привести к мальпозиции вертлужного компонента. В таком случае трехмерная визуализация позволяет выполнить точную оценку объема кости в зоне имплантации вертлужного компонента и спланировать размеры и позицию компонентов, обеспечивая точность предоперационного планирования. Работы о влиянии визуализации на технику операции уже есть в отечественной литературе, но они затрагивают случаи ревизионных вмешательств. В одном исследовании описано, что трехмерная визуализация может влиять на хирургическую тактику при ревизиях при сравнении со стандартными плоскостными рентгенограммами [Коваленко А.Н. с соавт., 2020]. Данные нашего наблюдения также вполне согласуются с результатами указанной выше работы.

Анализ данных опросников, где хирургам предлагалось выбрать допустимые варианты позиционирования вертлужного компонента произведенных по технологии трехмерного и классического плоскостного планирования, выявил интересные результаты

В среднем хирурги были склонны предлагать меньшее количество допустимых вариантов позиционирования вертлужного компонента на основании трехмерного планирования в сравнении с планированием по рентгенограммам. Это подтверждает нашу гипотезу о то, что трёхмерная визуализация предлагает более наглядное представление о взаимоотношении анатомических структур и имплантата.

Наши наблюдения свидетельствуют в пользу того, что тщательное трехмерное предоперационное планирование позволяет точнее оценить степень покрытия вертлужного компонента и выбрать оптимальную область

для его фиксации и представляет собой ценный метод в арсенале хирурга. Этот факт также позволяет отнести трехмерную визуализацию на основании КТ сканирования к важному дополнительному методу предоперационного планирования, применяемому наряду с классической рентгенографией.

4.2.3 Клиническая значимость ошибок восприятия

Несмотря на накопленный опыт, ошибки при восприятии анатомических ориентиров в условиях ограниченного обзора хирургической раны и измененной диспластической анатомии могут приводить к ошибочной установке вертлужного компонента не только выше анатомического центра ротации, но и значительно ниже – в седалищную кость, вызывая череду ревизионных операций с применением сложных ацетабулярных систем [Каграманов С.В., 2009]. В подтверждение этих тезисов ниже представлен клинический случай ошибочной установки вертлужного компонента в седалищную кость вместо диспластически измененной истинной вертлужной области пациентке с остеотомией бедренной кости в анамнезе.

Клинический случай №4

Пациентка 52 лет, с опорной остеотомией в анамнезе, врожденным вывихом типа С2 (рис. 91). При выполнении эндопротезирования тазобедренного сустава выполнена ошибочная установка вертлужного компонента в седалищную кость (рис. 92).



Рисунок 91. Обзорная рентгенограмма до эндопротезирования

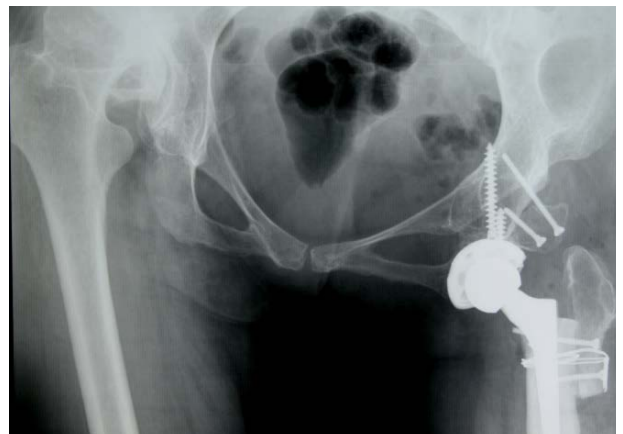


Рисунок 92. Ошибочная установка в седалищную кость

Через несколько дней были выполнены ревизионная операция и переустановка вертлужного компонента в область анатомической вертлужной впадины (рис. 93). Спустя 6 месяцев на фоне ложного сустава в области большого вертела выполнена рефиксация последнего пластиной (рис. 94).



Рисунок 93. Переустановка вертлужного компонента



Рисунок 94. Рефиксация большого вертела

4.3 Связь высоты краниализации и степени покрытия вертлужного компонента нативной костью

Несмотря на то, что вопрос о позиционировании вертлужного компонента в анатомическом и высоком положениях довольно широко описан в литературе на основании клинических случаев, неосвещенным остается изменение характеристик покрытия чашки нативной костью в зависимости от градиентного смещения центра ротации вертлужного компонента, что можно оценить только при компьютерном моделировании.

По данным О. Lubovsky с соавторами на основании картирования плотности вертлужной впадины, наиболее нагружаемой зоной является верхний полюс тазобедренного сустава, в то время как наименее нагружаемой является область вырезки вертлужной впадины и нижнего полюса [Lubovsky О. с соавт., 2011]. Понимание важности максимального покрытия нативной костью именно верхней части полусферического компонента побудило нас к

измерению не только общего покрытия вертлужного компонента нативной костью, но и покрытия отдельно верхнего и нижнего полюса. Такой же принцип был использован при оценке протяженности контакта края вертлужного компонента [Liu В. и др., 2018].

4.3.1 Динамика покрытия нагружаемой зоны

На основании анализа данных, полученных при трехмерной реконструкции краниализации вертлужного компонента, мы выявили различия, влияющие на технику позиционирования центра ротации вертлужного компонента. По данным компьютерного моделирования, краниализация центра ротации приводит к снижению площади контакта вертлужного компонента с нативной костью, а при краниализации свыше 10 мм происходит критическое снижение площади контакта в верхнем нагружаемом полюсе последнего. Важно отметить, что при оценке общей площади контакта динамика уменьшения покрытия вертлужного компонента по мере краниального смещения не выглядит критически падающей, что связано с тем, что по мере поднятия вертлужного компонента увеличивается контакт с нативной костью, непокрытого ею в анатомическом положении нижнего полюса. В то же время драматическое снижение степени контакта виртуального вертлужного компонента нативной костью отчетливо прослеживается, если рассчитывать этот показатель только для верхней, нагружаемой части, который снижается с приблизительно 40% до почти 25% при поднятии до 25 мм. В данной части нашего исследования мы не ставили задачу выявить минимально допустимое значение площади контакта. Поэтому мы не даем рекомендации по предельной степени недопокрытия вертлужного компонента, которая зависит от высоты центра ротации, ограничиваясь сравнительной характеристикой данного параметра.

Найти удобный инструмент оценки покрытия вертлужного компонента является понятным стремлением ортопедов, однако точность данных методов дискутабельна, а возможность их применения именно на предоперационном

этапе не всегда доступна. В литературе описан практический метод, основу которого составляют сложные математические вычисления для измерения степени покрытия уже имплантированного вертлужного компонента эндопротеза, предполагающий оценку только нагружаемой половины вертлужного компонента [Тихилов Р.М. с соавт., 2013]. Хотя при планировании основное внимание уделяется оценке степени покрытия нагружаемой половины вертлужного компонента, без внимания остается степень контакта с костью нижнего края вертлужного компонента, в то время как при анатомическом положении всегда существует определенная степень неполного контакта с костью нижнего полюса чашки, что проявляется увеличением степени контакта с костью при подъеме центра ротации в точке 5 мм. Другим ограничением этого метода является то, что для расчета недопокрытия необходимо измерить протяженность недопокрытия вертлужного компонента интраоперационно. Таким образом, оценка производится не на предоперационном этапе, давая хирургу дополнительную информацию для предоперационного планирования, а уже после имплантации вертлужного компонента, предлагая уже информацию просто по случаю свершившегося факта.

4.3.2 Динамика контакта края

Обзор диаграмм выявил, что при подъеме центра ротации для дисплазии типов С1 и С2 наблюдался тренд на значительное снижение средней длины контакта края нагружаемой половины вертлужного компонента

Интересным является тот факт, что несмотря на предложение Hartofilakidis разделять группу С на С1 и С2, значимые различия между группами были выявлены только для средней длины контакта края нагружаемой половины вертлужного компонента в анатомическом положении. Значимые различия в основном встречались при значительном подъеме центра ротации, что позволяет предположить, что важное значение имеет не только тип дисплазии, но и анатомическое положение вертлужного компонента.

4.3.3 Динамика возможностей дополнительной винтовой фиксации

Только незначительное количество работ оценивают винтовую фиксацию при недопокрытии вертлужного компонента, хотя представленные данные неоднозначны. Нами в данной работе впервые оценена эта возможность дополнительной винтовой фиксации, измеряемая средней протяженностью винтовой фиксации и средним количеством винтов.

На представленным на диаграммах хорошо виден тренд на значительное снижение возможностей дополнительной винтовой фиксации, замеренной путем определения количества винтов и протяженности винтовой фиксации. Если для анатомического положения среднее количество потенциально проводимых винтов составляет 2,0 штуки, то краниализация до 25 мм снижает этот параметр до среднего значения в 0,5 винта.

Ограничениями данного экспериментального исследования является тот факт, что проекции винтов выходят из купола виртуального вертлужного компонента под углом в 90° , хотя в реальности винт имеет определенную степень свободы и может быть введен в кость таким образом, что продольная ось винта относительно купола вертлужного компонента составит угол, отличный от 90° . Также нами не была проведена калибровка костей таза по размеру, что в условиях измерений в абсолютных единицах может давать погрешность.

4.4 Возможности индивидуальных ацетабулярных компонентов

4.4.1 Клинические результаты группы индивидуальных компонентов

Несмотря на значительное развитие технологий до настоящего момента не было создано вертлужных имплантатов, позволяющих учесть все особенности костной анатомии таза при дисплазии и обеспечить индивидуальный подход к каждому случаю [Волокитина Е.А., Хабиб М.С.С., 2018]. Возможность минимизации рисков на предоперационном этапе становится доступнее не только за счет тщательного планирования, но и за счет использования

индивидуальных ацетабулярных компонентов, предоставляющих максимальный потенциал для дополнительной винтовой фиксации при ограниченном костном массиве.

Одним из существенных факторов, ограничивающих применение индивидуальных ацетабулярных компонентов, является сложность и длительность их производства. В то же время в некоторых случаях, когда латеральное недопокрытие качественно оценивается как критическое и существует высокий риск получить неудовлетворительную фиксацию серийным полусферическим компонентом, индивидуальные ацетабулярные компоненты могут стать единственным шансом максимизировать возможности первичной фиксации и обеспечить уверенное выполнение операции в соответствии с предоперационным планом.

Следует отметить, что полученные нами данные о точности установки индивидуальных изделий в соответствии с предоперационным планом соответствуют приемлемому уровню точности при надлежащем использовании интраоперационных направителей. Случаи, когда отклонение хотя бы по одной из осей составляло более 5 мм от операционного плана в выборке индивидуальных изделий, встречались менее чем в 10° случаев и являются, на наш взгляд, ярким подтверждением того, что в основном использование индивидуальных ацетабулярных компонентов связано с высокой точностью их позиционирования при условии использования интраоперационных направителей. Подтверждением данного факта является и описанное выше осложнение, связанное с мальпозицией индивидуального ацетабулярного компонента, установленного без использования направителей в самом начале нашего клинического опыта.

Полученные нами функциональные результаты со значением по шкале OHS в 50,5 баллов показывают, что индивидуальные ацетабулярные компоненты сопоставимы с серийными на раннем сроке наблюдения, что позволяет заявить об перспективности их применения в широкой клинической практике.

Для понимания значимости длины винта следует обратиться к работе Р.А. Frandsen с соавторами, которые авторы использовали 4 винта различной длины резьбы (15, 19.1, 28.6 и 30 мм) и выявили, что винт с резьбой длиной 15 мм показывал значительно меньшую удерживающую силу [Frandsen Р.А., Christoffersen Н., Madsen Т., 1984]. С учетом этого нами была определена средняя длина винта, которая составила 33,9 мм в группе индивидуальных ацетабулярных компонентов, что сопоставимо с таковой у серийных изделий – 34 мм.

Индивидуальные ацетабулярные компоненты показывают улучшенные возможности дополнительной винтовой фиксации, являющейся инструментом обеспечения надежной первичной фиксации. Количество использованных винтов у индивидуальных имплантатов почти вдвое больше, чем у серийных. Несмотря на то, что средняя длина используемых винтов для индивидуальных имплантатов сопоставима с таковой для серийных, расширенные возможности проведения тренацетабулярных винтов делают более предпочтительными использование индивидуальных компонентов в условиях низкого качества кости.

Об актуальности недостаточного качества кости в условиях дисплазии, ведущей к ненадежности первичной фиксации говорит клинический случай из нашей практики.

Клинический случай №5

Пациентка Н., 60 лет, с врожденным двусторонним вывихом бедра после успешной операции эндопротезирования правого тазобедренного сустава поступила для эндопротезирования левого тазобедренного сустава. В клинике была выполнена операция тотального эндопротезирования левого тазобедренного сустава в условиях врожденного вывиха типа С2 по Hartofilakdis с применением укорачивающей остеотомии по Т. Raavilainen, большой вертел фиксирован пластиной. В область вертлужной впадины имплантирован полусферический ацетабулярный компонент, фиксирован винтами 30 и 60 мм, интраоперационная фиксация признана

удовлетворительной. На пятый день после операции при вставании с кровати произошел вывих головки эндопротеза левого тазобедренного сустава (рис. 95). При попытке закрытого вправления головки эндопротеза из-за низкого качества кости произошло смещение ацетабулярного компонента (рис. 96). Данная ситуация показывает, что даже клинически убедительная дополнительная винтовая фиксация вертлужного компонента двумя винтами не всегда является надежным инструментом и требует как минимум увеличения количества винтов и их протяженности в кости.

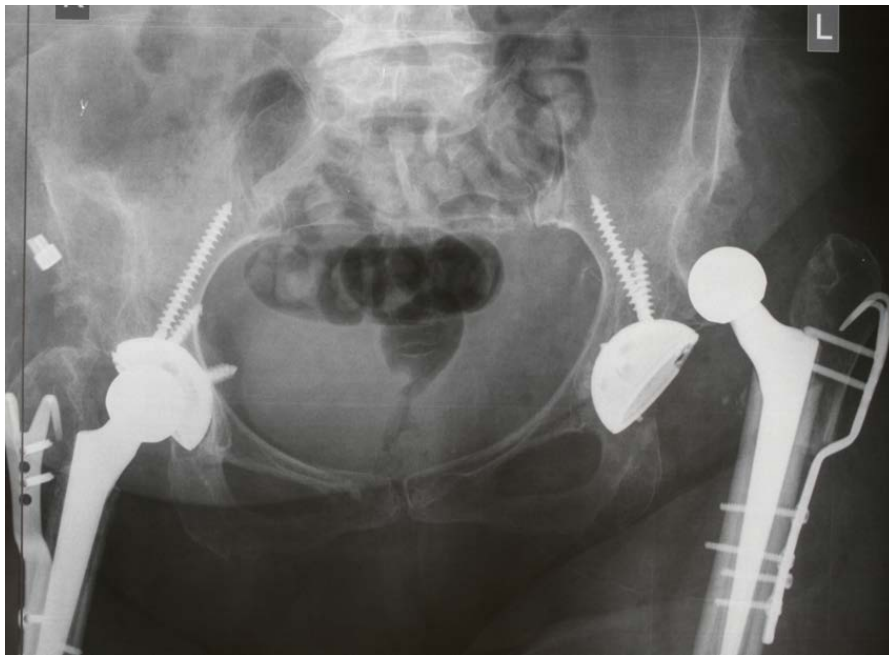


Рисунок 95. Вывих головки эндопротеза

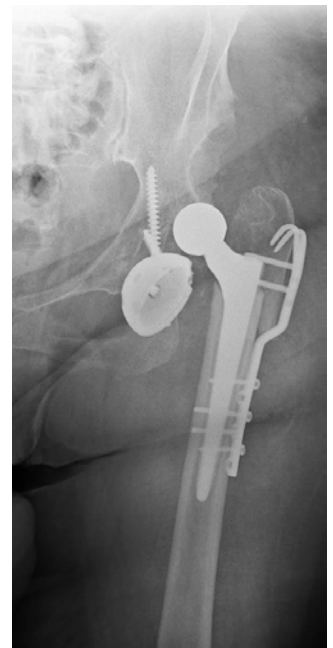


Рисунок 96.
Смещенный ВК при
попытке вправления

Данная ситуация потребовала ревизионного вмешательства с применением антипротрузионной системы (рис. 97).

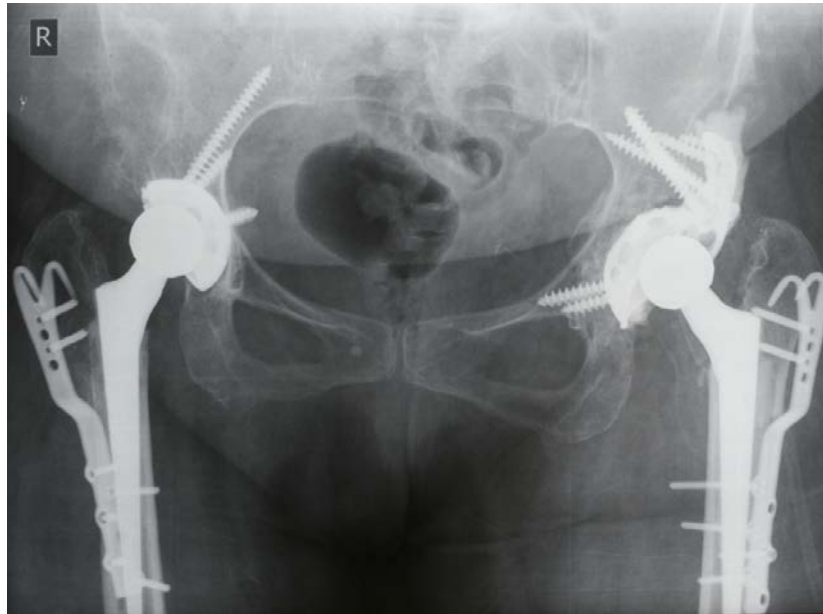


Рисунок 97. Рентгенограмма после реэндопротезирования

Несмотря на то, что средний срок наблюдений в группе индивидуальных ацетабулярных компонентов был значительно ниже, чем в группе серийных имплантов, на раннем и среднесрочном этапах наблюдения индивидуальные ацетабулярные компоненты показали обнадеживающие результаты. Кроме того, целью данной работы не было прямое противопоставление индивидуальных изделий серийным, но было стремление показать возможности нового типа компонентов, которые, конечно, нуждаются в дальнейшем наблюдении.

Для практического применения нами предложены рекомендации для принятия решения о типе используемого имплантата на предстоящей операции (рис. 98).

Рекомендации предоперационного планирования

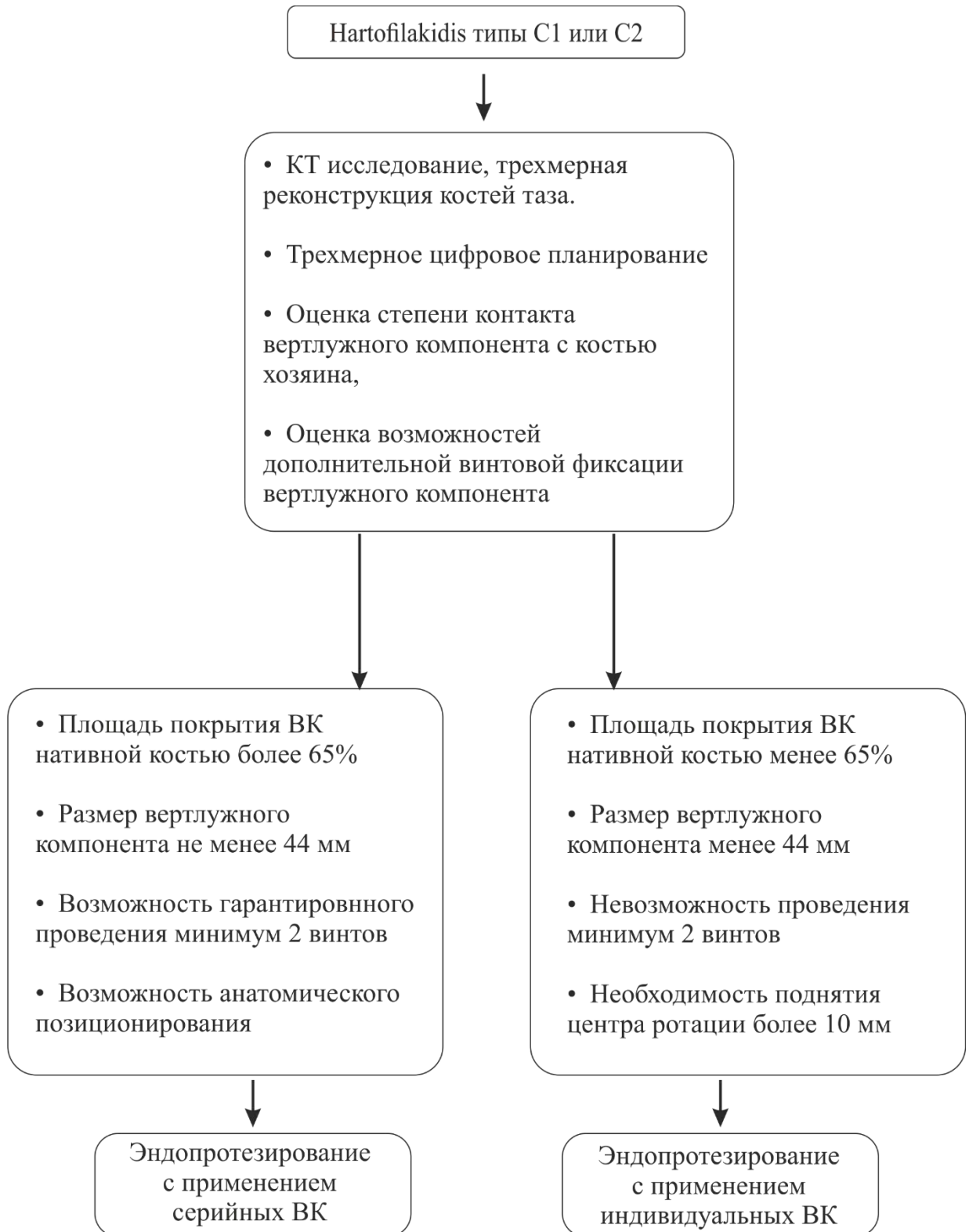


Рисунок 98. Рекомендации выбора типа вертлужного компонента

Клинический материал, полученный проспективно при использовании индивидуальных ацетабулярных компонентов показывает возможность

применения аддитивных технологий для обеспечения надежной первичной стабилизации вертлужного компонента в сложных анатомических условиях за счет оптимальной дополнительной фиксации винтами путем индивидуализации вертлужного компонента. Для оценки среднесрочных и отдаленных результатов применения индивидуальных имплантатов, а также для определения показаний к их использованию необходимы дальнейшие исследования на большем количестве пациентов в сравнении с имплантацией серийных изделий.

4.5 Дополнительная винтовая фиксация

Несмотря на то, что оптимальные пространственные характеристики позиционирования вертлужного компонента тщательно исследованы и описаны, интраоперационное позиционирование вертлужного компонента в конкретную пространственную ориентацию, дающую максимальные условия для дополнительной винтовой фиксации, описанные в главе 3.6, остается довольно затруднительным. В случае изменения наклона, антеверсии или ротационного позиционирования вертлужного компонента радикально меняется потенциал дополнительной винтовой фиксации последнего.

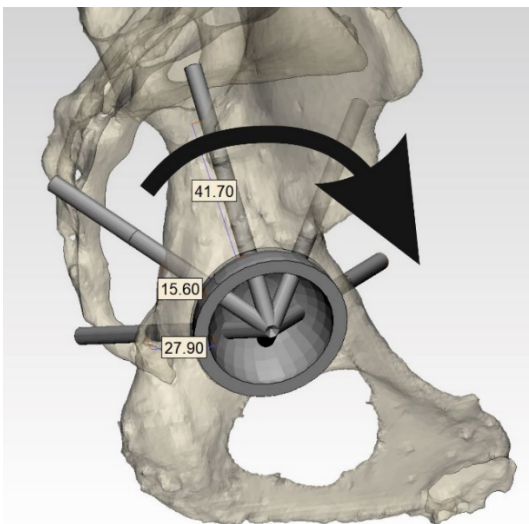


Рисунок 99. Позиционирование ВК с возможностью проведения трех винтов

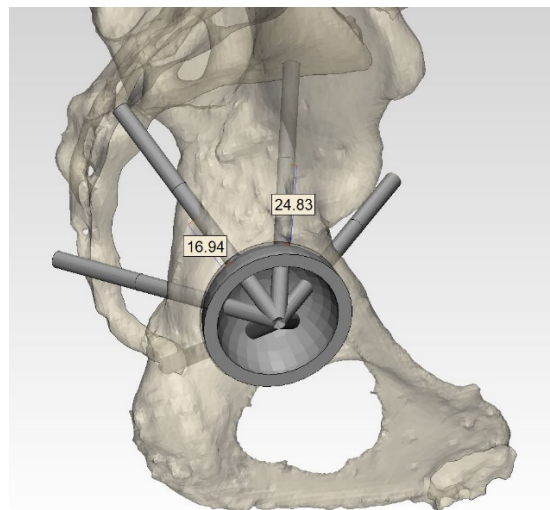


Рисунок 100. Ротационное смещение ВК на незначительную величину привело к потере возможности одного винта длиной около 40 мм

Рисунки 99 и 100 наглядно показывают, как ротация ВК может изменять возможности дополнительной винтовой фиксации с трех винтов значительной длины, более 15 мм, до двух коротких винтов.

В интраоперационных условиях управляемо расположить вертлужный компонент без использования робототехники [Milone M.T. с соавт., 2017] и добиться приемлемой дополнительной винтовой фиксации практически невозможно, из-за чего в некоторых ситуациях оптимальное позиционирование вертлужного компонента становится вопросом случайности, что обуславливает сложность эндопротезирования у пациентов с высоким вывихом и сниженные функциональные результаты данной операции.

Таким образом, массив кости, доступный для дополнительной винтовой фиксации, в значительной степени ограничен и зависит от пространственного положения вертлужного компонента, а хорошая дополнительная винтовая фиксации достигается либо случайно, либо благодаря большому опыту хирурга. Эта специфика дает преимущество при использовании ацетабулярных компонентов с индивидуальным расположением винтовых отверстий в соответствии с анатомией пациента.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава при врожденном вывихе типов C1 и C2 по Hartofilakidis является сложным случаем артропластики. Сложность обусловлена необходимостью выбора оптимальной тактики позиционирования вертлужного компонента с учетом анатомических особенностей вертлужной впадины, согласования тактики низведения бедренной кости с применением или без выполнения остеотомии, а также проблемами стабильной первичной фиксации вертлужного компонента.

Точное понимание пространственной геометрии диспластичной анатомии костей таза является важным параметром планирования. Плоскостные рентгенограммы, представляющие собой проекцию тени трехмерных структур, не позволяют объективно оценить анатомические особенности вертлужной впадины, а также взаимоотношение костных структур с компонентами эндопротеза. Эти факторы могут вносить значительные неточности при планировании операции, проявляющиеся мальпозицией компонентов и повышенным риском осложнений.

Описываемые в литературе особенности строения вертлужной впадины при врожденных вывихах – ее относительная мелкота, дефицит кости, слабые и тонкие стенки – в полном объеме доступны визуализации при трехмерной реконструкции на основании КТ срезов. Такая предоперационная оценка и трехмерное планирование позволяют именно на дооперационном этапе выбрать оптимальную тактику позиционирования вертлужного компонента. Кроме того, трехмерное планирование позволяет на предоперационном этапе точно рассчитать процент покрытия вертлужного компонента, что является одним из основополагающих факторов для определения техники его имплантации, а также для принятия решения об использовании индивидуального компонента эндопротеза.

Еще недавно обозначенные выше особенности были возможны для оценки только интраоперационно, для чего были разработаны сложные формулы для вычисления степени покрытия компонента, в свою очередь окончательное решение об использовании той или иной техники позиционирования, фиксации и аугментации вертлужного компонента принималось также только интраоперационно.

В связи с увеличением количества выполняемых операций эндопротезирования тазобедренного сустава в России неизбежен и рост частоты эндопротезирования при врожденных вывихах бедра, а наличие эндемичных для такой патологии регионов в России делает это еще более актуальным моментом.

Следует отметить, что при эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с врожденным вывихом бедра приходится находить компромиссы между хирургической техникой и уникальными для каждого случая анатомическими условиями.

Хирурги вынуждены находить компромисс в каждом аспекте имплантации вертлужного компонента. Каждый раз во время хирургического вмешательства на этапе имплантации вертлужного компонента, принимая индивидуальное решение о позиционировании центра ротации, обеспечении максимальной степени контакта импланта с костью хозяина, необходимо выбирать оптимальное взаимоотношение отверстий чашки и костного массива, недоступного в таких случаях прямой визуальной оценке.

Очевидно, что в такой ситуации максимальное использование всех возможностей ограниченного объема кости с применением серийных компонентов зачастую невозможно. Одним из решений в условиях ограниченных возможностей являются индивидуальные ацетабулярные компоненты. Стоит отметить, что индивидуализация вертлужных компонентов заняла прочное место в ревизионном эндопротезировании, однако практически не освещена при использовании во время первичных операций. Данные вопросы если и поднимаются в отечественной литературе,

то оставляют научное сообщество без описания собственного опыта и без однозначных ответов.

Цель работы – оптимизировать планирование и выбор хирургической тактики при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава в условиях врожденного вывиха на основе трехмерного планирования, трехмерной визуализации и прототипирования с применением аддитивных технологий.

Экспериментальная часть исследования

Выполнена оценка воспроизводимости классификации Hartofilakidis на основании плоскостных рентгенологических изображений и трехмерной реконструкции костей таза на основании КТ срезов. Выявлено от 34 до 75% совпадений, что свидетельствует о том, что плоскостное и трехмерное изображение анатомических структур костей таза и вертлужной впадины воспринимается хирургами по-разному. Выполнена оценка воспроизводимости планирования при использовании плоскостного цифрового планирования в сравнении с трехмерным планированием. Выявлено что в 69% случаев хирурги выбирали меньшее количество допустимых вариантов позиционирования вертлужного компонента при трехмерном планировании в сравнении с плоскостным. Это позволяет говорить о том, что трехмерная визуализация дает более наглядное представление о взаимоотношении костных структур и имплантата.

На серии трехмерных моделей костей таза обследованных пациентов было выполнено трехмерное моделирование различных вариантов позиционирования центра ротации виртуального вертлужного компонента с оценкой степени контакта последнего с нативной костью, а также возможности дополнительной винтовой фиксации. Выявлена высота подъема центра ротации в 10 мм, после превышения которой происходит значительное снижение условий фиксации вертлужного компонента для врожденных вывихов типа С. В частности, снижается покрытие нативной костью и протяжённость контакта края с последней в верхней нагружаемой зоне

вертлужного компонента, а также снижаются возможности потенциальной дополнительной винтовой фиксации.

Клиническая часть исследования

В работе исследовано 396 тазобедренных сустава с врожденным вывихом типов C1 и C2 у 341 пациентов до и после эндопротезирования. Вошедшие в исследование пациенты были прооперированы с применением серийных и индивидуальных вертлужных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава. Для обработки данных все случаи и пациенты были распределены на группы в зависимости от типа использованного ацетабулярного компонента:

- 61 сустав у 57 пациентов с использованием индивидуального имплантата;
- 335 суставов у 284 пациентов с использованием серийного вертлужного компонента.

Был выполнен общий осмотр пациентов, сбор анамнеза, рентгенография костей таза и телеметрические снимки нижних конечностей до и после операции. Пациентам, которым были имплантированы индивидуальные ацетабулярные компоненты, выполнялась низкодозная компьютерная томография костей таза до и после операции. Пациентам из группы индивидуальных имплантатов на предоперационном этапе выполнялась разработка индивидуального ацетабулярного компонента в соответствии с индивидуальной анатомией. Разработанные виртуальные модели имплантатов производились методом аддитивных технологий на 3D принтере из титанового порошка, а модели костей таза и направителей – из пластика.

Предоперационное планирование операций с применением серийного компонента осуществлялось как с использованием разработанного способа, защищенного патентом РФ, так и с применением стандартной техники планирования шаблонами.

В ходе работы предложено трехмерное цифровое планирование для определения оптимальной ориентации вертлужного компонента с учетом контакта с костью хозяина, а также максимальных возможностей

дополнительной винтовой фиксации. В зависимости от протяженности низведения бедра операции выполнялись с укорачивающей остеотомией по Raavilainen или без нее.

Оценка функционального состояния оперированных суставов выполнялось по OHS – оксфордской шкале тазобедренного сустава. Функциональные результаты оценивались в сроки от 3 до 229 месяцев.

Проведена статистическая обработка данных с помощью параметрических и непараметрических методов, корреляционного анализа и с использованием коэффициентов α -Кронбаха и межклассового коэффициента корреляции.

При анализе данных ретроспективной группы выявлено, что средняя высота позиционирования вертлужного компонента при вывихах типа C1 по Hartofilakidis значительно выше, чем при вывихах типа C2 и составляет 19,6 мм и 12,1 мм выше линии «фигуры слезы» соответственно.

Характеристики вертлужного компонента в группе пациентов с индивидуальным изделием показали хорошие результаты, обеспечивая правильное пространственное позиционирование и оптимизацию первичной фиксации за счет применения подвздошного фланца различного размера и индивидуализации отверстий для дополнительной винтовой фиксации, разработанных с учетом наиболее выгодного направления проведения винтов по сравнению с серийными изделиями. Для индивидуальных изделий точность позиционирования в 90% случаев находилась в пределах пятимиллиметровой погрешности по любой из осей относительно запланированного положения, а количество винтов, использованных у индивидуальных имплантатов для дополнительной винтовой фиксации, превышала таковую у серийных изделий приблизительно в 1,6 раза, составляя 4,8 винта у индивидуальных изделий и 2,9 винтов– у серийных.

Таким образом, в ходе нашего исследования представлены рекомендации для определения хирургической тактики и типа вертлужного компонента при высоком вывихе бедра. В основу этих рекомендаций положены методики трехмерной визуализации и предоперационного планирования, а также

предложены аддитивные технологии для создания индивидуальных ацетабулярных компонентов. На основании этих рекомендаций можно оптимизировать процесс предоперационного планирования у пациентов с врожденным вывихом головки бедренной кости и обеспечить улучшение первичной фиксации вертлужного компонента в условиях значительного дефицита кости при эндопротезировании тазобедренного сустава на фоне дисплазии типов C1 и C2 по Hartofilakidis. Увеличение количества винтов и их протяженности в сравнении с серийными вертлужными компонентами выявляет еще одно преимущество индивидуальных ацетабулярных компонентов при решении типичных сложностей хирургической техники эндопротезирования тазобедренного сустава при врожденном вывихе.

ВЫВОДЫ

1. При эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с типом C1 по Hartofilakidis допустимо краниальное смещение центра ротации до 15 мм от анатомического положения, а у пациентов с типом C2 необходимо только анатомическое позиционирование. Потенциальные проблемы, которые встречаются при эндопротезировании у пациентов с высоким вывихом – это ослабленная кость, необходимость значительного удлинения конечности, в связи с необходимостью низведения бедра при вправлении головки.

2. В средне и долгосрочной перспективе результаты у пациентов с врожденным вывихом типа C2 сопоставимы, с таковыми у пациентов с типом C1, но количество осложнений выше у пациентов с типом C2. Это связано с более частым использованием укорачивающей остеотомии, что влечет за собой проблемы сращения большого вертела. а также - большую частоту расшатывания вертлужного компонента в связи с более сложными условиями для фиксации последнего, обусловленную отсутствием опорной кости в области крыши.

3. Трехмерная реконструкция позволяет по-другому оценивать диспластические изменения и определять оптимальный уровень центра ротации на этапе предоперационного планирования. При сравнительной оценке типа дисплазии на основании трехмерной реконструкции в сравнении с рентгенографией расхождения наблюдались в 66% случаев, а разница в предполагаемом позиционировании центра ротации вертлужного компонента наблюдалась в 69%.

4. Компьютерное моделирование показало, что умеренная краниализация незначительно влияет на латеральное недопокрытие, протяжённость контакта края и возможности дополнительной винтовой фиксации, но при смещении свыше 25 мм данные показатели критически снижаются.

5. Обоснованные рекомендации, определяют выполнение операции с остеотомией или без на основании оценки необходимого удлинения конечностей и возможностей краниализации ВК. Выбор вертлужного компонента, в свою очередь, определяется степенью контакта с нативной костью, максимально допустимым размером ВК, возможностью дополнительной винтовой фиксации и качеством кости.

6. Функция тазобедренного сустава при использовании серийных компонентов сопоставима с таковой при использовании индивидуальных имплантатов (48,6 для серийных вертлужных компонентов и 49,2 – для индивидуальных). Индивидуальные компоненты обеспечивают более надёжную дополнительную винтовую фиксацию (в 1,65 раза большее количество винтов), но имеют специфические проблемы, связанные с более сложным интраоперационным позиционированием.

ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ

1. При операциях эндопротезирования в условиях дисплазии предпочтительно использование классификации Hartofilakidis, поскольку она позволяет точнее детализировать имеющиеся анатомические изменения, что способствует более корректному выбору хирургической тактики и обеспечивает сравнение результатов в более гомогенных группах пациентов.

2. На этапе предоперационного планирования для снижения риска недооценки дефицита костного массива вертлужной области, а также для выбора оптимального положения вертлужного компонента и оценки степени его покрытия качественного характера нативной костью, наряду со стандартными плоскостными рентгенограммами необходимо использовать компьютерную томографию с трехмерной реконструкцией и трехмерным предоперационным планированием, позволяющими более наглядно оценить степень покрытия вертлужного компонента в предполагаемой точке позиционирования центра ротации.

3. В условиях врожденного вывиха типа C1 по Hartofilakidis допустимо позиционировать вертлужный компонент как в анатомическое положение, так и с умеренной краниализацией центра ротации, до 25 мм с опорой вертлужного компонента на остеофит, что связано с крайне высокой вариабельностью анатомии вертлужной области данного типа врожденного вывиха. При краниальном смещении в ряде случаев, когда необходимость удлинения нижней конечности не превышает 3 см, возможна имплантация бедренного компонента с использованием стандартной техники без укорачивающей остеотомии, а если необходимо низведение более 3 см – с применением укорачивающей остеотомии.

4. В условиях врожденного вывиха типа C2 по Hartofilakidis позиционировать вертлужный компонент следует в анатомическое положение с возможностью краниализации центра ротации не более 5 мм с применением

техники укорачивающей остеотомии при имплантации бедренного компонента эндопротеза.

5. В случае, когда размеры вертлужной области настолько малы, что самый маленький из доступных серийных вертлужных компонентов превышает необходимый оптимальный размер и/или качество кости, следует использовать индивидуальный ацетабулярный компонент меньшего размера с фланцем для обеспечения дополнительной винтовой фиксации.

6. При использовании индивидуальных компонентов эндопротеза во избежание мальпозиции последних, обязательным условием является интраоперационное использование пластиковых прототипов ацетабулярной области, а также пластиковых направителей, обеспечивающих точное позиционирование фрезы на этапе препарирования костного ложа для полусферической части индивидуального ацетабулярного компонента.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

ВК – вертлужный компонент

ТБС – тазобедренный сустав

КТ – компьютерная томография

КС – краниальное смещение

КК – контакт края

ПК – площадь контакта

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Абельцев, В.П. Восстановительное лечение после эндопротезирования тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе / В.П. Абельцев, В.Г. Крымзлов, П.В. Переярченко [и др.] // Кремлевская медицина. Клинический вестник. – 2012. – № 2. – С. 61–65.
2. Абельцев, В.П. Диспластический коксартроз: спираль развития его лечения / В.П. Абельцев, П.В. Переярченко, В.Г. Крымзлов, А.А. Мохирев // Кремлевская медицина. Клинический вестник. – 2015. – № 4. – С. 9–15.
3. Ахтямов, И.Ф. Новые варианты хирургического лечения диспластического коксартроза у взрослых пациентов / И.Ф. Ахтямов, С.В. Туренков // Гений ортопедии. – 2003. – № 2. – С. 15–18.
4. Билык, С.С. Результат первичного эндопротезирования тазобедренного сустава у пациентки с врожденным высоким вывихом бедра с учетом индивидуальных особенностей строения подвздошных сосудов (клинический случай) / С.С. Билык, А.И. Авдеев, А.Р. Миронов [и др.] // Кафедра травматологии и ортопедии. – 2019. – № 3. – С. 5–10.
5. Близнюков, В.В., Эндопротезирование тазобедренного сустава у пациентов со сложной деформацией бедренной кости после оперативного лечения дисплазии // В.В. Близнюков, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2014. – № 4. – С. 5–15.
6. Вакуленко, В.М. Вывихи после эндопротезирования тазобедренного сустава / В.М. Вакуленко, А.В. Вакуленко, А.А. Неделько // Травма. – 2014. – Т. 15, № 3. – С. 47–49.
7. Волокитина, Е.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава после опорных остеотомий бедренной кости / Е.А. Волокитина // Современное искусство медицины. – 2013. – № 6. – С. 10–16.
8. Волокитина, Е.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава и чрескостный остеосинтез аппаратом илизарова после опорных остеотомий / Е.А. Волокитина, Д.А. Колотыгин // Травматология и ортопедия России. – 2008. – №1. – С. 82–89.

9. Волокитина, Е.А. Особенности первичной и ревизионной имплантации бесцементного тазового компонента при диспластическом коксартрозе / Е.А. Волокитина, Д.А. Колотыгин // Травматология и ортопедия России. – 2009. – № 3. – С. 119–121.
10. Волокитина, Е.А. Эндопротезирование тазобедренного сустава при деформациях и дефектах вертлужной впадины (обзор литературы) / Е.А. Волокитина, М.С.С. Хабиб // Уральский медицинский журнал. – 2018. – № 1. – С. 56–63.
11. Даниляк, В.В. Среднесрочные результаты эндопротезирования тазобедренного сустава с использованием ASR XL Deruy / В.В. Даниляк, А.А. Вергай, В.В. Ключевский, М.А. Молодов // Травматология и ортопедия России. – 2015. – № 1. – С. 21–31.
12. Денисов, А.А. Опыт разработки и применения индивидуальных направителей для штифтов при тотальном эндопротезировании коленного сустава / А.А. Денисов, С.С. Билык, А.Г. Алиев [и др.] // Современные проблемы науки и образования. 2017. № 4. – URL: <http://www.science-education.ru/ru/article/view?id=26695>
13. Кавалерский, Г.М. Компьютерное планирование эндопротезирования тазобедренного сустава при дисплазии / Г.М. Кавалерский, В.Ю. Мурылев, Я.А. Рукин [и др.] // Врач. – 2015. – № 12. – С. 7–10.
14. Кавалерский, Г.М. 2D-планирование эндопротезирования тазобедренного сустава // Г.М. Кавалерский, А.П. Серeda, В.Ю. Мурылев [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2015. – № 4. – С. 95–102.
15. Каграманов, С.В. Способ восстановления целостности вертлужной впадины при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава / С.В. Каграманов // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2009. – № 3. – С. 31-35.
16. Каграманов, С.В. Лечение пациентов с вывихами головки эндопротеза тазобедренного сустава / С.В. Каграманов, Н.В. Загородний, В.И. Нуждин,

М.Е. Буравцова // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2012. – № 1. – С. 30-34.

17. Коваленко, А.Н. Позиционирование индивидуальных вертлужных компонентов при ревизиях тазобедренного сустава: действительно ли они подходят как «ключ к замку»? / А.Н. Коваленко, Р.М. Тихилов, С.С. Билык [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2017. – № 4. – С. 31–37.

18. Коваленко, А.Н. Роль трехмерной визуализации при ревизионном эндопротезировании тазобедренного сустава / А.Н. Коваленко, И.И. Шубняков, А.А. Джавадов [и др.] // Гений ортопедии. – 2020. – Т. 26, № 3. – С. 364–369.

19. Кузьмин, И.И. Эндопротезирование тазобедренного сустава с применением укрепляющих колец Мюллера / И.И. Кузьмин, И.Ф. Ахтямов, О.И. Кузьмин, М.А. Кислицын // Гений ортопедии. – 2005. – № 1. – С. 9–12.

20. Мазуренко, А.В. Возможности восстановления длины конечности у пациентов с тяжелой степенью дисплазии тазобедренного сустава при различных вариантах хирургической техники эндопротезирования / А.В. Мазуренко, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков [и др.] // Травматология и Ортопедия России. – 2010. – № 3.– С. 16–20.

21. Меньщикова, И.А. Анатомо-рентгенологическое обоснование оптимальной имплантации вертлужного компонента в случаях сложного эндопротезирования / И.А. Меньщикова, Е.А. Волокитина, П.В. Нецветов // Гений ортопедии. – 2003. – № 1. – С. 17–20.

22. Молодов, М.А. Факторы риска вывихов тотальных эндопротезов / М.А. Молодов, В.В. Даниляк, В.В. Ключевский [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2013. – № 2. – С. 23–30.

23. Мурылев, В. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава с использованием конических ножек / В. Мурылев, Г. Казарян, П. Елизаров [и др.] // Врач. – 2013. – № 7. – С. 52–54.

24. Мурылев, В.Ю. Пятилетние результаты применения керамических и керамо-полиэтиленовых пар трения при эндопротезировании тазобедренного сустава / В.Ю. Мурылев, Г.М. Кавалерский, Д.И. Терентьев [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2017. – № 1. – С. 89–97.
25. Омельченко, К.А. Оптимизация системы тотального эндопротезирования тазобедренного сустава при диспластическом коксартрозе : автореф. ... канд. мед. наук / Омельченко Константин Анатольевич. – Москва, 2005. – 184 с.
26. Петров, А.Б. Хирургическая коррекция диспластического тазобедренного сустава: история развития и современное состояние вопроса / А.Б. Петров // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2010. – Т. 60, № 1. – С. 150–154.
27. Рукин, Я.А. Ранние результаты эндопротезирования тазобедренного сустава с применением индивидуальных аугментов при диспластическом коксартрозе / Я.А. Рукин, А.В. Лычагин, В.Ю. Мурылев [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2020. – Т. 26, № 2. – С. 50–59.
28. Садовой, М.А. Возможности 3D-визуализации дефектов вертлужной впадины на этапе предоперационного планирования первичного и ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава / М.А. Садовой, В.В. Павлов, В.А. Базлов [и др.] // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2017. – Т. 24, № 3. – С. 37–42.
29. Слободской, А.Б. Эндопротезирование тазобедренного сустава сложных случаях / А.Б. Слободской, И.С. Бадак, И.В. Воронин [и др.] // Травма. – 2011. – Т. 12, № 2. – С. 15–20.
30. Тихилов, Р.М. Имеется ли клинический смысл в разделении врожденного вывиха бедра у взрослых на типы C1 и C2 по Hartofilakidis? / Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, А.О. Денисов [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2019. – Т. 25, № 3. – С. 9–24.
31. Тихилов, Р.М. Экспериментальное обоснование установки ацетабулярного компонента с недопокрытием при эндопротезировании пациентов с тяжелой степенью дисплазии // Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, А.В. Мазуренко [и др.] // Травматология и ортопедия России. – 2013. – № 4. – С. 42–51.

32. Тихилов, Р.М., Шубняков, И.И. (ред.) Руководство по хирургии тазобедренного сустава. – Санкт-Петербург, 2015. – Т. 2. – 355 с.
33. Туренков, С.В. Анализ результатов хирургического лечения диспластического коксартроза различными вариантами тотального эндопротезирования тазобедренного сустава / С.В. Туренков, И.Ф. Ахтямов // Гений ортопедии. – 2003. – № 2. – С. 19–23.
34. Чегуров, О.К. Эндопротезирование тазобедренного сустава у больных с врожденным вывихом бедра (случай из практики) // О.К. Чегуров, О.В. Колчев, Д.А. Колотыгин, Э.Г. Нифтуллаев // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 2. – С. 109.
35. Adovasio, R. Endovascular Treatment of External Iliac Artery Injuries after Hip Arthroplasty / R. Adovasio, F.P. Mucelli, G. Lubrano [et al.] // J. Endovasc. Ther. 2003. – Vol. 10, N 3. – P. 672–675.
36. Al-Shakhray, I. Common artifacts in computerized tomography: A review / I. Al-Shakhray, T. Al-Obaidi // Appl. Radiol. – 2003. – Vol. 32, N 8. – P. 25–30.
37. Amanatullah, D.F. Similar Clinical Outcomes for THAs With and Without Prior Periacetabular Osteotomy / D.F. Amanatullah, L. Stryker, P. Schoenecker [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2015. – Vol. 473, N 2. – P. 685–691.
38. Anderson, M.J. Total hip arthroplasty with insertion of the acetabular component without cement in hips with total congenital dislocation or marked congenital dysplasia / M.J. Anderson, W.H. Harris // J. Bone Joint Surg. Am. – 1999. – Vol. 81, N 3. – P. 347–354.
39. Argenson, J.-N. Three-dimensional anatomy of the hip in osteoarthritis after developmental dysplasia / J.-N. Argenson, S. Parratte, X. Flecher [et al.] // J. Bone Joint Surg. Br. 2005. – Vol. 87-B, N 9. – P. 1192–1196.
40. Argenson, J.N.A. Anatomy of the dysplastic hip and consequences for total hip arthroplasty / J.N.A. Argenson, X. Flecher, S. Parratte [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2007. – N 465. – P. 40–45.
41. Baauw, M. The accuracy of positioning of a custom-made implant within a large acetabular defect at revision arthroplasty of the hip / M. Baauw, G.G. van

- Hellemondts, M.L. van Hooff [et al.] // *Bone Joint J.* – 2015. – Vol. 97-B, N 6. – P. 780–785.
42. Baauw, M. A Custom-made Acetabular Implant for Paprosky Type 3 Defects / M. Baauw, G.G. van Hellemondts, M. Spruit // *Orthopedics.* – 2017. – Vol. 40, N 1. – P. e195–e198.
43. Bankaoğlu, M. Three-dimensional Computerized Tomography and Multiplanar Imaging of Developmental Hip Dysplasia / M. Bankaoğlu // *Sisli Etfal Hastan Tip Bul.* – 2019. – Vol. 53, N 2. – P. 103–109.
44. Bao, N. Lesser trochanteric osteotomy in total hip arthroplasty for treating Crowe type IV developmental dysplasia of hip / N. Bao, J. Meng, L. Zhou [et al.] // *Int. Orthop.* – 2013. – Vol. 37, N 3. – P. 385–390.
45. Barrack, R.L. Neurovascular injury: avoiding catastrophe / R.L. Barrack // *J. Arthroplasty.* – 2004. – Vol. 19, N 4, Suppl. 1. – P. 104–107.
46. Bergqvist, D. Vascular complications after total hip arthroplasty / D. Bergqvist, A.S. Carlsson, B.F. Ericsson // *Acta Orthop. Scand.* – 1983. – Vol. 54, N 2. – P. 157–163.
47. Berninger, M.T. Primary Total Hip Arthroplasty in Severe Dysplastic Hip Osteoarthritis With a Far Proximal Cup Position / M.T. Berninger, S. Hungerer, J. Friederichs [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2019. – Vol. 34, N 5. – P. 920–925.
48. Bicanic, G. Current concept in dysplastic hip arthroplasty: Techniques for acetabular and femoral reconstruction / G. Bicanic // *World J. Orthop.* – 2014. – Vol. 5, N 4. – P. 412.
49. Bicanic, G. Influence of the acetabular cup position on hip load during arthroplasty in hip dysplasia / G. Bicanic, D. Delimar, M. Delimar [et al.] // *Int. Orthop.* – 2009. – Vol. 33, N 2. – P. 397–402.
50. Blackley, H.R. Planning and management of the difficult primary hip replacement: preoperative planning and technical considerations / H.R. Blackley, G.E. Howell, C.H. Rorabeck // *Instr. Course Lect.* – 2000. – Vol. 49. – P. 3–11.

51. Boos, N. Total hip arthroplasty after previous proximal femoral osteotomy / N. Boos, R. Krushell, R. Ganz [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 1997. – Vol. 79-B, N 2. – P. 247–253.
52. Brentlinger, A. Perforation of the external iliac artery and ureter presenting as acute hemorrhagic cystitis after total hip replacement. Report of a case / A. Brentlinger, J.R. Hunter // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1987. – Vol. 69, N 4. – P. 620–622.
53. Bricteux, S. Iliopsoas impingement in 12 patients with a total hip arthroplasty / S. Bricteux, L. Beguin, M.H. Fessy // *Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot.* – 2001. – Vol. 87, N 8. – P. 820–825.
54. Brunner, A. The Eftekhar and Kerboul classifications in assessment of developmental dysplasia of the hip in adult patients. Measurement of inter- and intraobserver reliability / A. Brunner, B. Ulmar, H. Reichel, R. Decking // *HSS J.* – 2008. – Vol. 4, N 1. – P. 25–31.
55. Burchell, B. The effect of questionnaire length on survey response / B. Burchell, C. Marsh // *Qual. Quant.* – 1992. – Vol. 26, N 3. – P. 233–244.
56. Bursali, A. How Are Outcomes Affected by Combining the Pemberton and Salter Osteotomies? / A. Bursali, M. Tonbul // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 2008. – Vol. 466, N 4. – P. 837–846.
57. Cameron, H.U. Influence of the Crowe rating on the outcome of total hip arthroplasty in congenital hip dysplasia / H.U. Cameron, D.J. Botsford, Y.S. Park // *J. Arthroplasty.* – 1996. – Vol. 11, N 5. – P. 582–587.
58. Charnley, J. Low-Friction Arthroplasty in Congenital Subluxation of the Hip / J. Charnley, J.A. Feagin // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1973. – Vol. 91. – P. 98–113.
59. Clohisy, J.C. The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. An average ten-year follow-up study / J.C. Clohisy, W.H. Harris // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1999 – Vol. 81, N 1. – P. 66–73.
60. Clohisy, J.C. The Harris-Galante uncemented femoral component in primary total hip replacement at 10 years / J.C. Clohisy, W.H. Harris // *J. Arthroplasty.* – 1999. – Vol. 14, N 8. – P. 915–917.

61. Crowe, J.F. Total hip replacement in congenital dislocation and dysplasia of the hip / J.F. Crowe, V.J. Mani, C.S. Ranawat // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1979. – Vol. 61, N 1. – P. 15–23.
62. Darmanis, S. Neurovascular injury during primary total hip arthroplasty caused by a threaded acetabulum cup / S. Darmanis, D. Pavlakis, A. Papanikolaou, E. Apergis // *J. Arthroplasty.* – 2004. – Vol. 19, N 4. – P. 520–524.
63. Decking, R. Reliability of the Crowe und Hartofilakidis classifications used in the assessment of the adult dysplastic hip / R. Decking, A. Brunner, J. Decking, W. Puhl, K.-P. Günther // *Skeletal. Radiol.* – 2006. – Vol. 35, N 5. – P. 282–287.
64. Deng, X. Total hip arthroplasty with femoral osteotomy and modular prosthesis for proximal femoral deformity / X. Deng, J. Liu, T. Qu [et al.] // *J. Orthop. Surg. Res.* – 2019. – Vol. 14, N 1. – P. 282.
65. Doehring, T.C. Effect of superior and superolateral relocations of the hip center on hip joint forces / T.C. Doehring, H.E. Rubash, F.J. Shelley [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 1996. – Vol. 11, N 6. – P. 693–703.
66. Dorr, L.D. Medial protrusio technique for placement of a porous-coated, hemispherical acetabular component without cement in a total hip arthroplasty in patients who have acetabular dysplasia. / L.D. Dorr, S. Tawakkol, M. Moorthy [et al.] // *Bone Joint Surg. Am.* – 1999. – Vol. 81, N 1. – P. 83–92.
67. Duncan, S. Does Previous Osteotomy Compromise Total Hip Arthroplasty? A Systematic Review / S. Duncan, S. Wingerter, A. Keith [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2015. – Vol. 30, N 1. – P. 79–85.
68. Dunn, H.K. Total hip reconstruction in chronically dislocated hips / H.K. Dunn, W.E. Hess // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1976. – Vol. 58, N 6. – P. 838–845.
69. Eftekhari, N.S. Principles of total hip arthroplasty / N.S. Eftekhari. – St. Louis: CV Mosby, 1978. – 678 p.
70. Egli, S. The value of preoperative planning for total hip arthroplasty / S. Egli, M. Pisan, M.E. Müller // *J. Bone Joint Surg.* – 1998. – Vol. 80, N 3. – P. 382–390.

71. Engesæter, I.Ø. Total hip replacement in young adults with hip dysplasia / I.Ø. Engesæter, T. Lehmann, L.B. Laborie [et al.] // *Acta Orthop.* – 2011. – Vol. 82, N 2. – P. 149–154.
72. Erdem, Y. Total hip arthroplasty with rectangular stems and subtrochanteric transverse shortening osteotomy in Crowe type IV hips: a retrospective study / Y. Erdem, D. Bek, Z. Atbasi [et al.] // *Arthroplasty Today.* – 2019. – Vol. 5, N 2. – P. 234–242.
73. Erdemli, B. Total Hip Arthroplasty in Developmental High Dislocation of the Hip / B. Erdemli, C. Yilmaz, H. Atalar [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2005. – Vol. 20, N 8. – P. 1021–1028.
74. Erdogan, F. The effect of previous pelvic or proximal femoral osteotomy on the outcomes of total hip arthroplasty in patients with dysplastic coxarthrosis / F. Erdogan, A. Can // *Acta Orthop. Traumatol. Turc.* – 2020. – Vol. 54, N 1. – P. 74–82.
75. Eskelinen, A. Cementless Total Hip Arthroplasty in Patients with High Congenital Hip Dislocation / A. Eskelinen // *J. Bone Joint Surg.* – 2006. – Vol. 88, N 1. – P. 80.
76. Eskelinen, A. Cementless total hip arthroplasty in patients with severely dysplastic hips and a previous Schanz osteotomy of the femur / A. Eskelinen, V. Remes, P. Ylinen [et al.] // *Acta Orthop.* – 2009. – Vol. 80, N 3. – P. 263–269.
77. Faciszewski, T. Triple innominate osteotomy for acetabular dysplasia / T. Faciszewski, S.S. Coleman, G. Biddulph // *J. Pediatr. Orthop.* – Vol. 13, N 4. – P. 426–430.
78. Flecher, X. Evaluation of the Hip Center in Total Hip Arthroplasty for Old Developmental Dysplasia / X. Flecher, S. Parratte, N. Brassart [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2008. – Vol. 23, N 8. – P. 1189–1196.
79. Frandsen, P.A. Holding power of different screws in the femoral head: A study in human cadaver hips / P.A. Frandsen, H. Christoffersen, T. Madsen // *Acta Orthop.* – 1984. – Vol. 55, N 3. – P. 349–351.

80. Fujii, M. Minimum Lateral Bone Coverage Required for Securing Fixation of Cementless Acetabular Components in Hip Dysplasia / M. Fujii, Y. Nakashima, T. Nakamura [et al.] // *Biomed. Res. Int.* – 2017. – 2017. – 4937151. doi: 10.1155/2017/4937151.
81. Fujishiro, T. Effect of screw fixation on acetabular component alignment change in total hip arthroplasty / T. Fujishiro, S. Hayashi, N. Kanzaki [et al.] // *Int. Orthop.* – 2014. – Vol. 38, N 6. – P. 1155–1158.
82. García-Rey, E. Screws Are Not Needed when Secure Interference Fit of Uncemented Acetabular Components is Adequate: A 5- to 15-Year Follow-up with Clinical and Radiological Analysis / E. García-Rey // *Hip Int.* – 2017. – Vol. 27, N 3. – P. 267–272.
83. García-Rey, E. Cup Press Fit in Uncemented THA Depends on Sex, Acetabular Shape, and Surgical Technique / E. García-Rey, E. García-Cimbrelo, A. Cruz-Pardos // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 2012. – Vol. 470, N 11. C. 3014–3023.
84. Gill, T.J. Total Hip Arthroplasty with Use of an Acetabular Reinforcement Ring in Patients Who Have Congenital Dysplasia of the Hip. Results at Five to Fifteen Years / T.J. Gill, J.B. Sledge, M.E. Müller // *J. Bone Joint Surg.* – 1998. – Vol. 80, N 7. – P. 969–979.
85. Greenwald, A.S. Weight-bearing areas in the human hip joint / A.S. Greenwald, D.W. Haynes // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 1972. – Vol. 54, N 1. – P. 157–163.
86. Grobler, G.P. Ten-year results of a press-fit, porous-coated acetabular component / G.P. Grobler, I.D. Learmonth, B.P. Bernstein, B.J. Dower // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 2005. – Vol. 87-B, N 6. – P. 786–789.
87. Hailer, N.P. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register / N.P. Hailer, G. Garellick, J. Kärrholm // *Acta Orthop.* – 2010. – Vol. 81, N 1. – P. 34–41.
88. Hartig-Andreasen, C. Is Cup Positioning Challenged in Hips Previously Treated With Periacetabular Osteotomy? / C. Hartig-Andreasen, M. Stilling, K. Søballe [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2014. – Vol. 29, N 4. – P. 763–768.

89. Hartofilakidis, G. Total hip arthroplasty for congenital hip disease / G. Hartofilakidis, T. Karachalios // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 2004. – Vol. 86-A, N 2. – P. 242–250.
90. Hartofilakidis, G. Low friction arthroplasty for old untreated congenital dislocation of the hip / G. Hartofilakidis, K. Stamos, T.T. Ioannidis // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 1988. – Vol. 70, N 2. – P. 182–186.
91. Hartofilakidis, G. Congenital hip disease in adults. Classification of acetabular deficiencies and operative treatment with acetabuloplasty combined with total hip arthroplasty / G. Hartofilakidis, K. Stamos, T. Karachalios [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1996. – Vol. 78, N 5. – P. 683–692.
92. Hartofilakidis, G. The Morphologic Variations of Low and High Hip Dislocation / G. Hartofilakidis, C.K. Yiannakopoulos, G.C. Babis // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 2008. – Vol. 466, N 4. – P. 820–824.
93. Hasegawa, Y. Cementless total hip arthroplasty with autologous bone grafting for hip dysplasia / Y. Hasegawa, H. Iwata, T. Iwase [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1996. – N 324. – P. 179–186.
94. Hashemi-Nejad, A. Does Chiari osteotomy compromise subsequent total hip arthroplasty? / A. Hashemi-Nejad, F.S. Haddad, K.M. Tong [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2002. – Vol. 17, N 6. – P. 731–739.
95. Heller, S. Locking versus standard screw fixation for acetabular cups: is there a difference? / S. Heller, T. Brosh, Y. Kosashvili [et al.] // *Arch. Orthop. Trauma Surg.* – 2013. – Vol. 133, N 5. – P. 701–705.
96. Heyman, C.H. Legg-Perthes disease; a method for the measurement of the roentgenographic result / C.H. Heyman, C.H. Herndon // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1950. – Vol. 32, N 4. – P. 767–778.
97. Hirakawa, K. Effect of Acetabular Cup Position and Orientation in Cemented Total Hip Arthroplasty / K. Hirakawa, N. Mitsugi, T. Koshino [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 2001. – N 388. – P. 135–142.

98. Holzer, L.A. The accuracy of digital templating in uncemented total hip arthroplasty / L.A. Holzer, G. Scholler, S. Wagner [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2019. – Vol. 139, N 2. – P. 263–268.
99. Howard, J.L. Comparative Survival of Uncemented Acetabular Components Following Primary Total Hip Arthroplasty / J.L. Howard, H.M. Kremers, Y.A. Loechler [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 2011. – Vol. 93, N 17. – P. 1597–1604.
100. Hsu, J.-T. Effects of screw eccentricity on the initial stability of the acetabular cup / J.-T. Hsu, C.-H. Chang, K.-N. An [et al.] // Int. Orthop. – 2007. – Vol. 31, N 4. – P. 451–455.
101. Hsu, J.-T. The number of screws, bone quality, and friction coefficient affect acetabular cup stability / J.-T. Hsu, C.-H. Chang, H.-L. Huang [et al.] // An. Med. Eng. Phys. – 2007. – Vol. 29, N 10. – P. 1089–1095.
102. Iorio, R. Cementless Acetabular Fixation With and Without Screws / R. Iorio, B. Puskas, W.L. Healy [et al.] // J. Arthroplasty. – 2010. – Vol. 25, N 2. – P. 309–313.
103. Ito, H. Intermediate-term results after hybrid total hip arthroplasty for the treatment of dysplastic hips / H. Ito, T. Matsuno, A. Minami, Y. Aoki // J. Bone Joint Surg. Am. – 2003. – Vol. 85-A, N 9. – P. 1725–1732.
104. Ito, H. Total Hip Arthroplasty After Rotational Acetabular Osteotomy / H. Ito, Y. Takatori, T. Moro [et al.] // J. Arthroplasty. – 2015. – Vol. 30, N 3. – P. 403–406.
105. Judas, F.M. Favorable outcome of a total hip arthroplasty with insufficient bone coverage of the roof reinforcement ring / F.M. Judas, F.M. Lucas, R.L. Fonseca // Int. J. Surg. Case Rep. – 2015. – Vol. 16. – P. 130–133.
106. Kaneuji, A. Minimum Ten-Year Results of a Porous Acetabular Component for Crowe I to III Hip Dysplasia Using an Elevated Hip Center / A. Kaneuji, T. Sugimori, T. Ichiseki [et al.] // J. Arthroplasty. – 2009. – Vol. 24, N 2. – P. 187–194.
107. Karachalios, T. Congenital hip disease in adults / T. Karachalios, G. Hartofilakidis // J. Bone Joint Surg. Br. – 2010. – Vol. 92, N 7. – P. 914–921.
108. Kawai, T. [et al.] Cemented total hip arthroplasty with transverse subtrochanteric shortening osteotomy for Crowe group IV dislocated hip / T. Kawai,

- C. Tanaka, M. Ikenaga, H. Kanoe // *J. Arthroplasty*. – 2011. – Vol. 26, N 2. – P. 229–235.
109. Kawai, T. Total hip arthroplasty for Crowe IV hip without subtrochanteric shortening osteotomy -a long term follow up study / T. Kawai, C. Tanaka, H. Kanoe // *BMC Musculoskelet. Disord.* – 2014. – Vol. 15, N 1. – P. 72.
110. Kerboul, M. Total hip replacement for congenital dislocation of the hip / M. Kerboul, M. Mathieu, P. Sauzieres. – N.Y., 1987. – P. 51–66.
111. Kerboul, M. Total hip arthroplasty for Crowe type IV developmental hip dysplasia: a long-term follow-up study / M. Kerboul, M. Hamadouche, L. Kerboul // *J. Arthroplasty*. – 2001. – Vol. 16, N 8 Suppl. 1.– P. 170–176.
112. Kirkpatrick, J.S. The relationship of the intrapelvic vasculature to the acetabulum. Implications in screw-fixation acetabular components / J.S. Kirkpatrick, J.J. Callaghan, R.M. Vandemark, R.D. Goldner // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1990. – N 258. – P. 183–190.
113. Kosashvili, Y. Digital versus conventional templating techniques in preoperative planning for total hip arthroplasty / Y. Kosashvili, N. Shasha, E. Olschewski [et al.] // *Can. J. Surg.* – 2009. – Vol. 52, N 1. – P. 6–11.
114. Kremers, H.M. Comparative Long-Term Survivorship of Uncemented Acetabular Components in Revision Total Hip Arthroplasty / H.M. Kremers, J.L. Howard, Y. Loechler [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 2012. – Vol. 94, N 12. – P. e82-1–8.
115. Lai, K.-A. Gait analysis after total hip arthroplasty with leg-length equalization in women with unilateral congenital complete dislocation of the hip – comparison with untreated patients / K.-A. Lai, C.-J. Lin, I.-M. Jou, F.-C. Su // *J. Orthop. Res.* – 2001. – Vol. 19, N 6. – P. 1147–1152.
116. Lai, K.-A. Use of iliofemoral distraction in reducing high congenital dislocation of the hip before total hip arthroplasty / K.-A. Lai, J. Liu, T.-K. Liu // *J. Arthroplasty*. – 1996. – Vol. 11, N 5. – P. 588–593.
117. Lai, K.-A. Cementless Total Hip Arthroplasty and Limb-Length Equalization in Patients with Unilateral Crowe Type-IV Hip Dislocation / K.-A. Lai, W.-J. Shen,

L.-W. Huang, M.-Y. Chen // *J. Bone Joint Surg.* – 2005. – Vol. 87, N 2. – P. 339–345.

118. Lee, S.J. Cementless Total Hip Arthroplasty Involving Trochanteric Osteotomy without Subtrochanteric Shortening for High Hip Dislocation / S.J. Lee, J.J. Yoo, H.J. Kim // *Clin. Orthop. Surg.* – 2017. – Vol. 9, N 1. – P. 19.

119. Li, H. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip with more than 30% lateral uncoverage of uncemented acetabular components / H. Li, Y. Mao, J.K. Oni [et al.] // *Bone Joint J.* – 2013. – Vol. 95-B, N 9. – P. 1178–1183.

120. Li, H. Direct Leverage for Reducing the Femoral Head in Total Hip Arthroplasty Without Femoral Shortening Osteotomy for Crowe Type 3 to 4 Dysplasia of the Hip / H. Li, Y. Yuan, J. Xu [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2018. – Vol. 33, N 3. – P. 794–799.

121. Li, X. Cementless total hip arthroplasty with a double chevron subtrochanteric shortening osteotomy in patients with Crowe type-IV hip dysplasia / X. Li, J. Sun, X. Lin [et al.] // *Acta Orthop. Belg.* – 2013. – Vol. 79, N 3. – P. 287–292.

122. Liu, B. Computed Tomographic Evaluation of Bone Stock in Patients With Crowe Type III Developmental Dysplasia of the Hip: Implications for Guiding Acetabular Component Placement Using the High Hip Center Technique / B. Liu, Y.H. Gao, L. Ding [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2018. – Vol. 33, N 3. – P. 915–918.

123. Liu, Q. Safe Zone for Transacetabular Screw Fixation in Prosthetic Acetabular Reconstruction of High Developmental Dysplasia of the Hip / Q. Liu, Y. Zhou, H. Xu [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 2009. – Vol. 91, N 12. – P. 2880–2885.

124. Liu, R. Sciatic nerve course in adult patients with unilateral developmental dysplasia of the hip: implications for hip surgery / R. Liu, J. Liang, K. Wang [et al.] // *BMC Surg.* – 2015. – Vol. 15, N 1. – P. 14.

125. Long, W.J. Early aseptic loosening of the Tritanium primary acetabular component with screw fixation / W.J. Long, S. Nayyar, K.K. Chen [et al.] // *Arthroplasty Today.* – 2018. – Vol. 4, N 2. – P. 169–174.

126. Lubovsky, O. Importance of the dome and posterior wall as evidenced by bone density mapping in the acetabulum / O. Lubovsky, D. Wright, M. Hardisty [et al.] // *Clin. Biomech.* – 2011. – Vol. 26, N 3. – P. 262–266.
127. Macheras, G. Eight- to Ten-Year Clinical and Radiographic Outcome of a Porous Tantalum Monoblock Acetabular Component / G. Macheras, K. Kateros, A. Kostakos [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2009. – Vol. 24, N 5. – P. 705–709.
128. Mäkelä, K.T. Total Hip Arthroplasty for Primary Osteoarthritis in Patients Fifty-five Years of Age or Older / K.T. Mäkelä, A. Eskelinen, P. Pulkkinen [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 2008. – Vol. 90, N 10. – P. 2160–2170.
129. Mäkelä, K.T. Results of 3,668 primary total hip replacements for primary osteoarthritis in patients under the age of 55 years / K.T. Mäkelä, A. Eskelinen, P. Pulkkinen [et al.] // *Acta Orthop.* – 2011. – Vol. 82, N 5. – P. 521–529.
130. Mäkelä, K.T. Countrywise results of total hip replacement / K.T. Mäkelä, M. Matilainen, P. Pulkkinen [et al.] // *Acta Orthop.* – 2014. – Vol. 85, N 2. – P. 107–116.
131. Makita, H. Results on total hip arthroplasties with femoral shortening for Crowe's group IV dislocated hips / H. Makita, Y. Inaba, K. Hirakawa, T. Saito // *J. Arthroplasty.* – 2007. – Vol. 22, N 1. – P. 32–38.
132. Massie, W.K. Congenital dislocation of the hip. Part I. Method of grading results / W.K. Massie, M.B. Howorth // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1950. – Vol. 32, N 3. – P. 519–531.
133. Mavcic, B. Cumulative hip contact stress predicts osteoarthritis in DDH / B. Mavcic, A. Iglic, V. Kralj-Iglic [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 2008. – Vol. 466, N 4. – P. 884–891.
134. Meneghini, R.M. Does Ischial Screw Fixation Improve Mechanical Stability in Revision Total Hip Arthroplasty? / R.M. Meneghini, A.D. Stultz, J.S. Watson [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 2010. – Vol. 25, N 7. – P. 1157–1161.
135. Merle D'Aubigne, R.M. Reposition with arthroplasty for congenital dislocation of the hip in adults / R.M. Merle D'Aubigne // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 1952. – Vol. 34, N 1. – P. 22–29.

136. Migaud, H. Long-term survivorship of hip shelf arthroplasty and Chiari osteotomy in adults / H. Migaud, C. Chantelot, F. Giraud [et al.] // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2004. – N 418. – P. 81–86.
137. Milone, M.T. Rigid Patient Positioning is Unreliable in Total Hip Arthroplasty / M.T. Milone, R. Schwarzkopf, P.A. Meere [et al.] // J. Arthroplasty. – 2017. – Vol. 32, N 6. – P. 1890–1893.
138. Minoda, Y. Total hip arthroplasty of dysplastic hip after previous Chiari pelvic osteotomy / Y. Minoda, T. Kadowaki, M. Kim // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2006. – Vol. 126, N 6. – P. 394–400.
139. Murayama, T. 15-year comparison of cementless total hip arthroplasty with anatomical or high cup placement for Crowe I to III hip dysplasia / T. Murayama, H. Ohnishi, S. Okabe [et al.] // Orthopedics. – 2012. – Vol. 35, N 3. – P. e313-318.
140. Nachbur, B. The mechanisms of severe arterial injury in surgery of the hip joint / B. Nachbur, R.P. Meyer, K. Verkkala, R. Zürcher // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1979. – N 141. – P. 122–133.
141. Neumann, D. Femoral shortening and cementless arthroplasty in Crowe type 4 congenital dislocation of the hip / D. Neumann, C. Thaler, U. Dorn // Int. Orthop. 2012. – Vol. 36, N 3. – P. 499–503.
142. Numair, J. Total Hip Arthroplasty for Congenital Dysplasia or Dislocation of the Hip / J. Numair, A.B. Joshi, J.C.M. Murphy [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. – 1997. – Vol. 79, N 9. – P. 1352–1360.
143. Ohishi, M. Cementless total hip arthroplasty for patients previously treated with femoral osteotomy for hip dysplasia: the incidence of periprosthetic fracture / M. Ohishi, Y. Nakashima, T. Yamamoto [et al.] // Int. Orthop. – 2016. – Vol. 40, N 8. – P. 1601–1606.
144. Osawa, Y. Total Hip Arthroplasty After Periacetabular and Intertrochanteric Valgus Osteotomy / Y. Osawa, Y. Hasegawa, T. Okura [et al.] // J. Arthroplasty. – 2017. – Vol. 32, N 3. – P. 857–861.

145. Paavilainen, T. Cementless total replacement for severely dysplastic or dislocated hips / T. Paavilainen, V. Hoikka, K. Solonen // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 1990. – Vol. 72, N 2. – P. 205–211.
146. Pagnano, W. The effect of superior placement of the acetabular component on the rate of loosening after total hip arthroplasty / W. Pagnano, A.D. Hanssen, D.G. Lewallen, W.J. Shaughnessy // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 1996. – Vol. 78, N 7. – P. 1004–1014.
147. Parvizi, J. Previous Bernese Periacetabular Osteotomy Does Not Compromise the Results of Total Hip Arthroplasty / J. Parvizi, H. Burmeister, R. Ganz // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 2004. – Vol. 423. – P. 118–122.
148. Pepe, M. Acetabular components with or without screws in total hip arthroplasty / M. Pepe, O. Kocadal, T. Erener [et al.] // *World J. Orthop.* – 2017. – Vol. 8, N 9. – P. 705.
149. Perka, C. Developmental Hip Dysplasia Treated with Total Hip Arthroplasty with a Straight Stem and a Threaded Cup / C. Perka, U. Fischer, W.R. Taylor, G. Matziolis // *J. Bone Joint Surg.* – 2004. – Vol. 86, N 2. – P. 312–319.
150. Perona, P.G. Acetabular micromotion as a measure of initial implant stability in primary hip arthroplasty. An in vitro comparison of different methods of initial acetabular component fixation / P.G. Perona, J. Lawrence, W.G. Paprosky [et al.] // *J. Arthroplasty.* – 1992. – Vol. 7, N 4. – P. 537–547.
151. Peters, C.L. Total hip arthroplasty in young adults after failed triple innominate osteotomy / C.L. Peters, M. Beck, H.K. Dunn // *J. Arthroplasty.* – 2001. – Vol. 16, N 2. – P. 188–195.
152. Radin, E.L. The biomechanics of congenital dislocated hips and their treatment / E.L. Radin, I.L. Paul // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1974. – N 98. – P. 32–38.
153. Restrepo, C. Tritanium acetabular wedge augments: short-term results / C. Restrepo, S. Heller, A.F. Chen // *Ann. Transl. Med.* – 2016. – Vol. 4, N 12. – P. 235–235.

154. Roth, A. Press fit fixation of cementless cups: how much stability do we need indeed? / A. Roth, T. Winzer, K. Sander [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2006. – Vol. 126, N 2. – P. 77–81.
155. Russotti, G.M. Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study / G.M. Russotti, W.H. Harris // J. Bone Joint Surg. Am. – 1991. – Vol. 73, N 4. – P. 587–592.
156. Sakellariou, V.I. Reconstruction of the Acetabulum in Developmental Dysplasia of the Hip in total hip replacement / V.I. Sakellariou, M. Christodoulou, G. Sasalos, G.C. Babis // Arch. Bone Joint Surg. – 2014. – Vol. 2, N 3. – P. 130–136.
157. Salter, R.B. The First Fifteen Years?? Personal Experience with Innominate Osteotomy in the Treatment of Congenital Dislocation and Subluxation of the Hip / R.B. Salter, J.-P. Dubos // Clin. Orthop. Relat. Res. – 1974. – Vol. 98. – P. 72–103.
158. Sariali, E. Three-dimensional planning-guided total hip arthroplasty through a minimally invasive direct anterior approach. Clinical outcomes at five years' follow-up / E. Sariali, Y. Catonne, H. Pascal-Moussellard // Int. Orthop. – 2017. – Vol. 41, N 4. – P. 699–705.
159. Savov, P. Three-dimensional templating in hip arthroplasty: the basis for template-directed instrumentation? / P. Savov, S. Budde, S. Tsamassiotis [et al.] // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 2020. – Vol. 140, N 6. – P. 827–833.
160. Schmalzried, T.P. The Harris-Galante porous-coated acetabular component with screw fixation. Radiographic analysis of eighty-three primary hip replacements at a minimum of five years / T.P. Schmalzried, W.H. Harris // J. Bone Joint Surg. Am. – 1992. – Vol. 74, N 8. – P. 1130–1139.
161. Schmolders, J. Thirteen year follow-up of a cementless femoral stem and a threaded acetabular cup in patients younger than fifty years of age / J. Schmolders, G. Amvrazis, P.H. Pennekamp [et al.] // Int. Orthop. – 2017. – Vol. 41, N 1. – P. 39–45.

162. Schutzer, S.F. High placement of porous-coated acetabular components in complex total hip arthroplasty / S.F. Schutzer, W.H. Harris // *J. Arthroplasty*. – 1994. – Vol. 9, N 4. – P. 359–367.
163. Severin, E. Contribution to the Knowledge of Congenital Dislocation of the Hip Joint: Late Results of Closed Reduction and Arthrographic Studies of Recent Cases / E. Severin // *Acta Chir. Scand.* – 1941. – Vol. 118, N 63 Suppl. – P. 142.
164. Sonohata, M. Total hip arthroplasty with femoral subtrochanteric osteotomy after Schanz osteotomy / M. Sonohata, M. Kitajima, S. Kawano [et al.] // *J. Orthop. Sci.* – 2016. – Vol. 21, N 4. – P. 469–474.
165. Storer, S.K. Developmental dysplasia of the hip / S.K. Storer, D.L. Skaggs // *Am. Fam. Physician*. – 2006. – Vol. 74, N 8. – P. 1310–1316.
166. Streiner, D.L. *Health Measurement Scales* / D.L. Streiner, G.R. Norman, J. Cairney. – Oxford: Oxford University Press, 2015. – 399 p.
167. Tabata, T. Initial stability of cementless acetabular cups: press-fit and screw fixation interaction – an in vitro biomechanical study / T. Tabata, N. Kaku, K. Hara, H. Tsumura // *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* – 2015. – Vol. 25, N 3. – P. 497–502.
168. Tahta, M. Total hip arthroplasty without subtrochanteric femoral osteotomy is possible in patients with Crowe III/IV developmental dysplasia: total hip arthroplasty without femoral osteotomy / M. Tahta, C. Isik, E. Uluyardimci [et al.] // *Arch. Orthop. Trauma Surg.* – 2020. – Vol. 140, N 3. – P. 409–413.
169. Takao, M. The Results of a Press-Fit-Only Technique for Acetabular Fixation in Hip Dysplasia / M. Takao, N. Nakamura, K. Ohzono, T. Sakai [et al.] // *J. Arthroplasty*. – 2011. – Vol. 26, N 4. – P. 562–568.
170. Tamaki, T. Total Hip Arthroplasty after Previous Acetabular Osteotomy: Comparison of Three Types of Acetabular Osteotomy / T. Tamaki, K. Oinuma, Y. Miura, H. Shiratsuchi // *J. Arthroplasty*. – 2016. – Vol. 31, N 1. – P. 172–175.
171. Tetsunaga, T. Changes in acetabular component alignment due to screw fixation in patients with hip dysplasia / T. Tetsunaga, K. Fujiwara, H. Endo [et al.] // *Hip Int.* – 2019. – Vol. 29, N 5. – P. 535–542.

172. Thanner, J. Hydroxyapatite and tricalcium phosphate-coated cups with and without screw fixation / J. Thanner, J. Kärrholm, P. Herberts, H. Malchau // *J. Arthroplasty*. – 2000. – Vol. 15, N 4. – P. 405–412.
173. The, B. Digital Versus Analogue Preoperative Planning of Total Hip Arthroplasties / B. The, N. Verdonschot, J.R. van Horn [et al.] // *J. Arthroplasty*. – 2007. – Vol. 22, N 6. – P. 866–870.
174. Togrul, E. A new technique of subtrochanteric shortening in total hip replacement for Crowe type 3 to 4 dysplasia of the hip / E. Togrul, C. Ozkan, A. Kalaci, M. Gülşen // *J. Arthroplasty*. – 2010. – Vol. 25, N 3. – P. 465–470.
175. Tokunaga, K. Effect of Prior Salter or Chiari Osteotomy on THA with Developmental Hip Dysplasia / K. Tokunaga, N. Aslam, R. Zdero [et al.] // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 2011. – Vol. 469, N 1. – P. 237–243.
176. Udomkiat, P. Cementless Hemispheric Porous-Coated Sockets Implanted with Press-Fit Technique without Screws / P. Udomkiat, L.D. Dorr, Z. Wan // *J. Bone Joint Surg.* – 2002. – Vol. 84, N 7. – P. 1195–1200.
177. Ueno, T. Three-Dimensional Host Bone Coverage Required in Total Hip Arthroplasty for Developmental Dysplasia of the Hip and Its Relationship With 2-Dimensional Coverage / T. Ueno, T. Kabata, Y. Kajino [et al.] // *J. Arthroplasty*. – 2019. – Vol. 34, N 1. – P. 93–101.
178. Utting, M.R. The Harris-Galante porous-coated, hemispherical, polyethylene-lined acetabular component in patients under 50 years of age / M.R. Utting, M. Raghuvanshi, R. Amirfeyz [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 2008. – Vol. 90, N 11. – P. 1422–1427.
179. Viceconti, M. CT-based surgical planning software improves the accuracy of total hip replacement preoperative planning / M. Viceconti, R. Lattanzi, B. Antonietti [et al.] // *Med. Eng. Phys.* – 2003. – Vol. 25, N 5. – P. 371–377.
180. Wang, D. Subtrochanteric shortening osteotomy during cementless total hip arthroplasty in young patients with severe developmental dysplasia of the hip / D. Wang, D.-H. Li, Q. Li [et al.] // *BMC Musculoskelet. Disord.* – 2017. – Vol. 18, N 1. – P. 491.

181. Wasielewski, R.C. Acetabular anatomy and the transacetabular fixation of screws in total hip arthroplasty / R.C. Wasielewski, L.A. Cooperstein, M.P. Kruger, H.E. Rubash // *J. Bone Joint Surg.* – 1990. – Vol. 72, N 4. – P. 501–508.
182. Wiberg, G. Studies on dysplastic acetabula and congenital subluxation of the hip joint: with special reference to the complication of osteoarthritis / G. Wiberg // *Acta Chir. Scand.* – 1939. – Vol. 83, Suppl. – P. 58.
183. Widmer, K.-H. Load transfer and fixation mode of press-fit acetabular sockets / K.-H. Widmer, B. Zurfluh, E.W. Morscher // *J. Arthroplasty.* – 2002. – Vol. 17, N 7. – P. 926–935.
184. Yiannakopoulos, C.K. Inter- and intra-observer variability of the Crowe and Hartofilakidis classification systems for congenital hip disease in adults / C.K. Yiannakopoulos, A. Chougale, A. Eskelinen [et al.] // *J. Bone Joint Surg. Br.* – 2008. – Vol. 90, N 5. – P. 579–583.
185. Yoshitani, J. Morphometric geometrical analysis to determine the centre of the acetabular component placement in Crowe type IV hips undergoing total hip arthroplasty / J. Yoshitani, T. Kabata, Y. Kajino [et al.] // *Bone Joint J.* – 2019. – Vol. 101-B, N 2. – P. 189–197.
186. Zhu, J. Iliopsoas tendonitis following total hip replacement in highly dysplastic hips: a retrospective study [et al.] / J. Zhu, Y. Li, K. Chen // *J. Orthop. Surg. Res.* – 2019. – Vol. 14, N 1. – P. 145.